Aplicações do Modo A

O Modo A tem sido utilizado na ecoencefalografia da linha média, onde a posição desta é determinada em relação aos ecos das fronteiras mais próxima e mais distante do crânio. A linha média do cérebro, sob condições normais, deve estar posicionada no centro do crânio em um plano sagital do mesmo. Se houver o deslocamento das estruturas para um dos lados, provocado por algum tipo de lesão, a assimetria poderá facilmente ser identificada no Modo A.

Também na oftalmologia o Modo A é bastante empregado, podendo-se determinar o tamanho e padrões de crescimento do olho, detectar a presença de tumores ou outras patologias bem como a presença de objetos estranhos para remoção via cirurgia.

Equipamentos Funcionando no Modo B

O Modo B produz uma imagem bidimensional do meio sob estudo pela combinação dos sinais do Modo A em várias direções, obtidos pelo deslocamento mecânico do transdutor. A posição do transdutor é determinada medindo-se o ângulo entre a armação que serve para sustentar e direcionar o mesmo e uma determinada referência. Este modo pode ser melhor entendido considerando-se uma linha no Modo A, modificada de tal forma que a amplitude do sinal recebido não cause um deslocamento vertical do feixe do tubo de raios catódicos, mas sim aumento ou diminuição do brilho. O eixo na direção de propagação do pulso, da mesma forma que no Modo A, representa a profundidade de penetração ou distância. A Figura 8 mostra como uma linha do Modo B pode ser obtida a partir do Modo A para o mesmo objeto e a Figura 9 mostra o diagrama em blocos de um equipamento no Modo B com varredura manual. Os circuitos para geração do pulso de excitação do transdutor, chaveamento, amplificação e condicionamento dos ecos recebidos são semelhantes aos descritos anteriormente para os equipamentos no modo A, sendo que a diferença está no fato que a saída do circuito de recepção, neste caso, modula o brilho de cada linha no "display" (TRC). A direção de cada linha (dada pelo ângulo θ) é determinada pelos transdutores de posição adaptados ao suporte para o transdutor ultra-sônico. Após a varredura completa da região desejada, a imagem em duas dimensões é atualizada no "display".

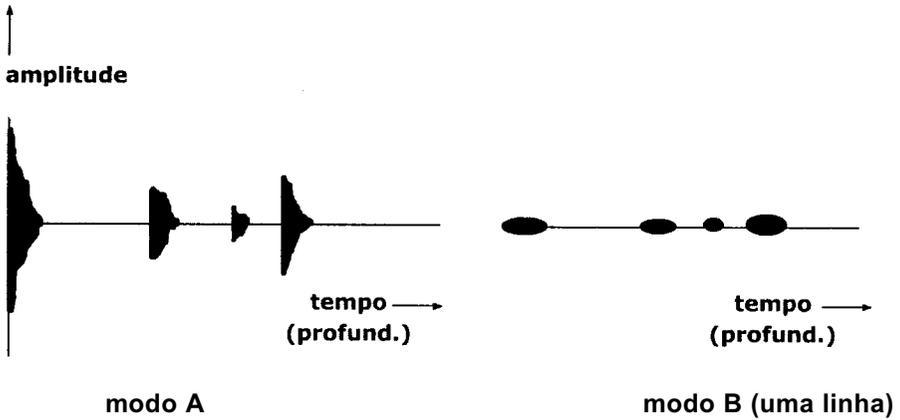



Figura 8. Obtenção de uma linha do Modo B a partir do sinal do Modo A.

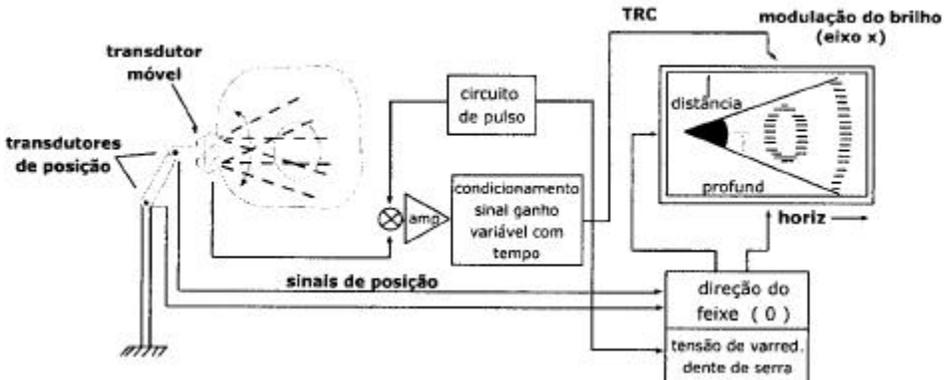



Figura 9. Elementos de um equipamento no Modo B.

Uma das vantagens da varredura manual é que o médico pode movimentar o transdutor de modo a dar ênfase às estruturas de seu interesse, todavia, este tipo de varredura não é adequado para mostrar estruturas em movimento como, por exemplo, o do miocárdio. Nestes casos, faz-se necessária a utilização de outros métodos de varredura para obter imagens em tempo real como a varredura mecânica ou a varredura eletrônica.

A Figura 10 mostra alguns modos de varredura mecânica para obter setores no Modo B e a Figura 11 mostra o mecanismo de funcionamento de

um arranjo de 5 elementos em um transdutor matricial linear para realizar a varredura eletrônica, onde o direcionamento do feixe é obtido por meio de atrasos na excitação dos transdutores.

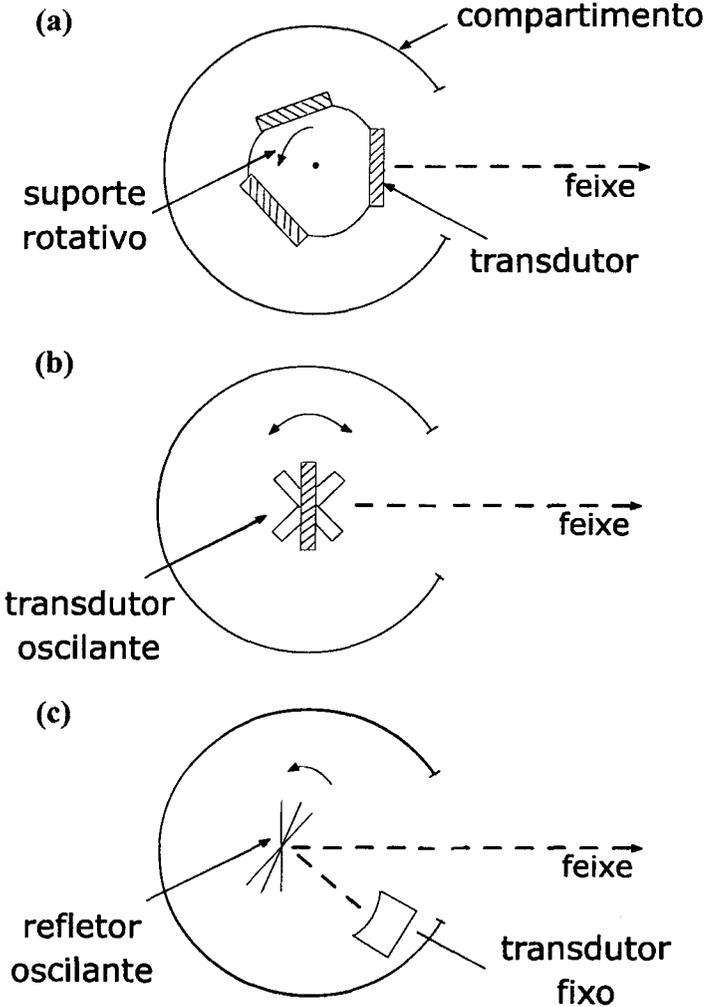



Figura 10. Varredura mecânica no Modo B: (a) Rotação do transdutor; (b) Oscilação do transdutor; (c) Oscilação do refletor.

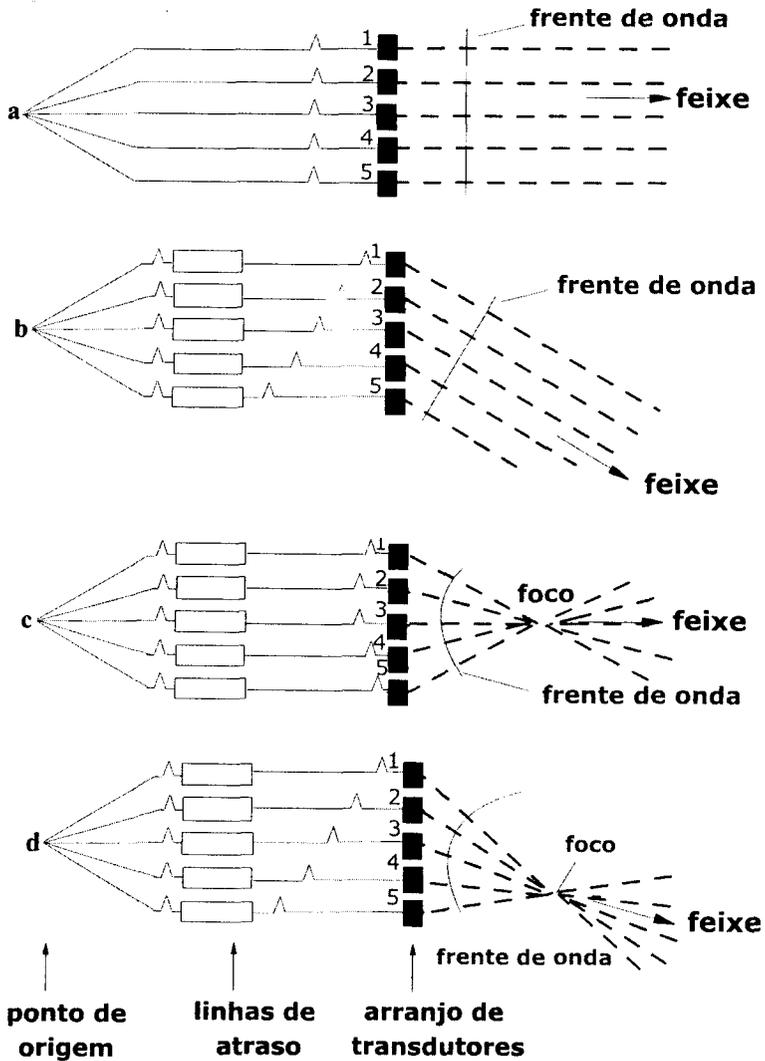
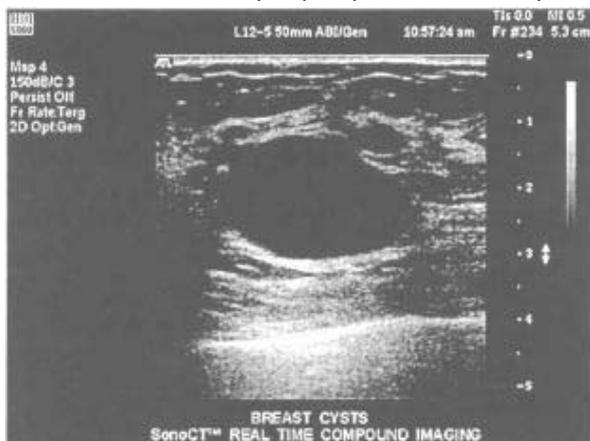



Figura 11. Arranjo de 5 elementos de um transdutor matricial linear para varredura e direcionamento do feixe eletronicamente: (a) paralelo; (b) inclinado; (c) focalizado (d) focalizado e inclinado Modificado de BRONZINO (1986).

As imagens de ultra-som são geralmente bidimensionais (2D) como visto na Figura 12. No caso de imagens obtidas com outros tipos de radiação, como em tomografia computadorizada por Raios-X, é comum buscar-se a visualização tridimensional (3D) das estruturas e ,.órgãos internos do corpo. No caso do ultra-som, a obtenção de imagens tridimensionais é difícil e se encontra em estágio ainda inicial, embora muitas pesquisas e desenvolvimento estejam sendo realizados com sucesso por pesquisadores e empresas.

(a) Imagem obtida com transdutor matricial com varredura linear.

(b) Imagem obtida com transdutor matricial com varredura setorial.

Figura 12. Imagens 2D obtidas com transdutores matriciais específicos para varredura linear (a) e setorial (b). (Imagens cedidas pela ATL Ultrasound - © 2000 ATL Ultrasound).

Em geral, os sistemas que permitem a visualização tridimensional de órgãos e vasos do corpo humano são adaptações dos sistemas tradicionalmente disponíveis no mercado, usando transdutores 1D ou tipo matricial anular cuja posição espacial é monitorada por dispositivos sensores. Os dados de posição espacial são obtidos por uma grande variedade de mecanismos, incluindo motores de passo na cabeça de varredura do transdutor, dispositivos de translação e rotação, e o dispositivo sensor de posição pode ser eletromagnético, acústico ou óptico. O principal problema é devido ao manuseio do transdutor, que é movimentado livremente pelo médico tornando difícil manter conhecidas as coordenadas espaciais que indicam a posição e ângulo do transdutor em relação ao corpo do paciente. Inúmeros pesquisadores e empresas têm buscado obter sistemas confiáveis e que permitam a mesma facilidade de movimento que os ultra-sonografistas conseguem nos sistemas atuais.

Os transdutores para obtenção de imagens 3D podem ser os mesmos utilizados para imagens 2D com algumas adaptações para permitir a localização tridimensional do feixe ultra-sônico, ou podem ser construídos especialmente com este fim. Nos casos de transdutores especiais, os elementos cerâmicos podem ser organizados em uma matriz 2D como visto na Figura 4. Entretanto, outras disposições dos elementos cerâmicos podem ser utilizadas. A varredura continua sendo eletrônica e é associada uma coordenada espacial a cada elemento da matriz de modo a permitir a visualização de uma janela 3D de uma região do corpo do paciente.

As imagens 2D e os dados de posição devem ser armazenados em memória durante a aquisição para subseqüente montagem da imagem 3D. A aquisição das fatias pode ser feita como uma série de fatias paralelas, uma rotação ao redor de um eixo central ou em orientações arbitrárias. Após o volume ser construído, algoritmos especiais são usados para melhorar a imagem, visualizá-la e analisá-la. O tempo requerido para este processo varia entre alguns segundos a vários minutos dependendo da capacidade de processamento dos computadores (geralmente usando vários processadores e co-processadores de sinais e de imagens) e dos *displays* utilizados. A quantidade de dados a serem armazenados depende do tempo de aquisição e do número de imagens necessárias para se formar a imagem. O tipo de estudo também pode afetar os requisitos de armazenagem e processamento de dados e de imagens. Por exemplo, a varredura

estática da face de um feto pode requerer somente 5 segundos de dados adquiridos a 10 quadros por segundo, enquanto um exame cardíaco requer de 35 a 45 segundos de dados adquiridos a 30 quadros por segundo.

Qualquer que seja a técnica empregada para a geração da imagem 3D, os sistemas permitem a obtenção de dados quantitativos semelhantes aos dos equipamentos de imagem 2D, tais como medições de distâncias e áreas e, adicionalmente, permitem a quantificação de volume. Normalmente, os sistemas de imagens volumétricas precisam empregar técnicas especiais e calcular funções matemáticas complexas em que são levados em consideração os dados dos sensores de posição do transdutor, a largura do feixe ultra-sônico, entre outros dados importantes. Segundo alguns autores, as medições de volume usando métodos convencionais têm acurácia de ±5% para órgãos com forma regular e de ±20% para forma irregular. Na Figura 13 são mostradas imagens de ultra-som 3D.

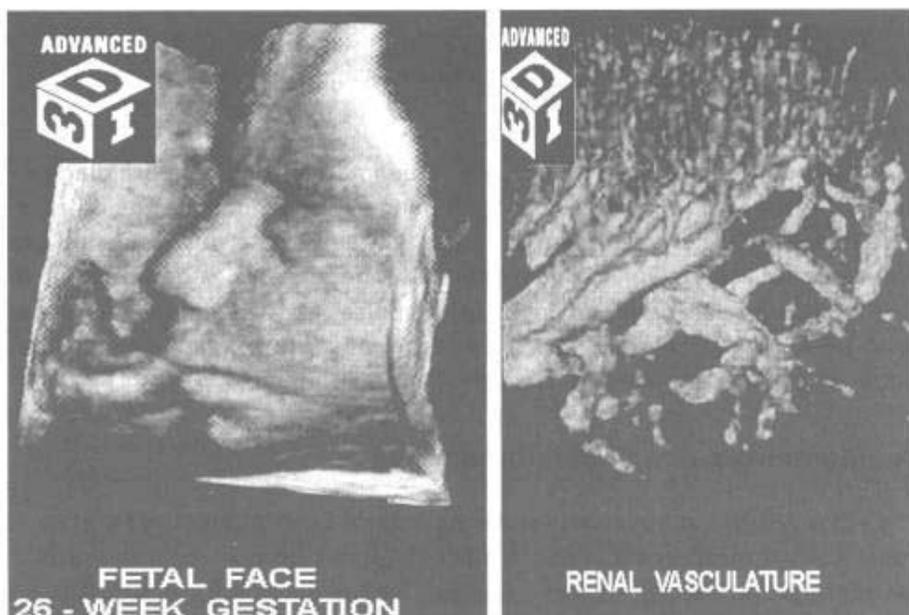



Figura 13. Imagem de ultra-som tridimensional da face de um feto na 26a, semana de gestação (esquerda) e imagem 3D-da vasculatura renal (direita).
(Imagens cedidas pela ATL Ultrasound).

Aplicações do modo B

Os instrumentos no Modo B representam a grande maioria dos equipamentos de ultra-som para diagnóstico atualmente, principalmente devido ao grande número de regiões anatômicas que podem ser observadas com este modo (varredura manual ou tempo real) e também a facilidade na interpretação de imagens em duas dimensões e mais recentemente em 3 dimensões.

Uma das principais aplicações deste modo está na obstetrícia, onde a taxa de crescimento, posição e anormalidades podem ser observadas sem o risco de submeter o feto e a mãe à radiação X. A localização da placenta ou a presença de gêmeos podem ser também verificadas facilmente. Na ginecologia, este modo pode ser utilizado na identificação de tumores malignos, cistos no ovário, etc.

Na região abdominal podem ser obtidas imagens do fígado, do baço, da vesícula biliar e dos rins. As anormalidades causadas por tumores ou outras lesões nessa região podem ser facilmente observadas neste modo.

Outras aplicações incluem a obtenção de imagens do seio para diagnosticar a presença de tumores e também imagens de alguns pontos do coração. Imagens do coração ficam bastante limitadas visto que o mesmo fica praticamente todo envolvido pelo pulmão, onde a presença de ar nos alvéolos impede a passagem das ondas ultra-sônicas através do mesmo e para solucionar este problema, são utilizados transdutores especiais (transesofágicos) ou o acesso é feito pela região do abdome.

Equipamentos Funcionando no Modo M

Esta configuração é utilizada para analisar qualitativamente e quantitativamente o movimento de estruturas como válvulas cardíacas. Este modo possui algumas características do Modo A e algumas do Modo B. Como no Modo B, o brilho da linha mostrada é modulado de acordo com a amplitude do sinal recebido e ele é similar ao Modo A porque os ecos são coletados em apenas uma direção e apresentados na direção horizontal do monitor. A deflexão vertical no monitor é con-

trolada por uma variação lenta da tensão de rampa de tal forma que linhas sucessivas são apresentadas de cima para baixo. Qualquer movimento da estrutura ao longo do campo ultra-sônico, estará sendo representado como um movimento horizontal. A Figura 14 mostra a configuração de um equipamento neste modo.

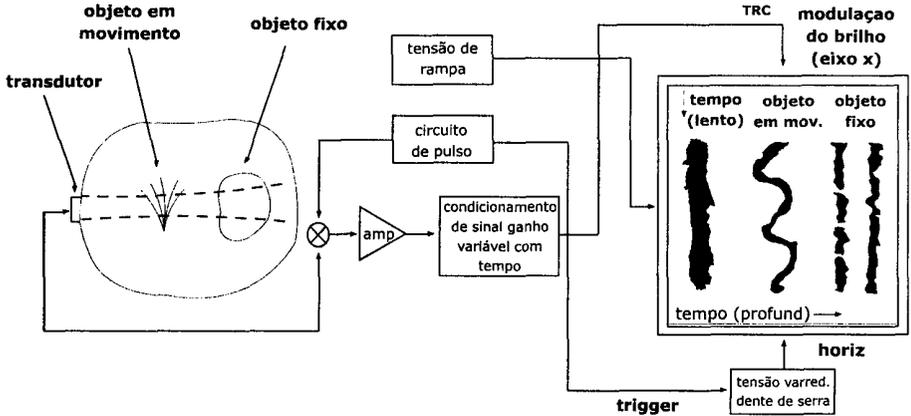



Figura 14. Elementos de um equipamento no Modo M.

O tempo de varredura horizontal do "display" é semelhante ao utilizado nos modos A e B (da ordem de 13μs para cada centímetro de profundidade). Já o tempo de varredura vertical é bem mais lento (de 2 a 3s) para permitir que vários ciclos cardíacos sejam mostrados no "display" e como o mesmo é calibrado em termos de profundidade (tempo) no eixo horizontal e também no eixo vertical, o deslocamento espacial (em cm) do objeto em movimento e a velocidade (em cm/s) podem ser medidos. Geralmente, as imagens geradas por este modo são mostradas rotacionadas de 90° com relação à mostrada no diagrama em blocos anterior (Figura 14). Na Figura 15 é mostrada uma imagem no Modo M, onde são mensuradas as dimensões da câmara ventricular esquerda utilizando-se um paquímetro digital duplo, sendo que a linha selecionada para mostrar a imagem em Modo M é marcada na imagem em Modo B mostrada na parte superior esquerda da figura.

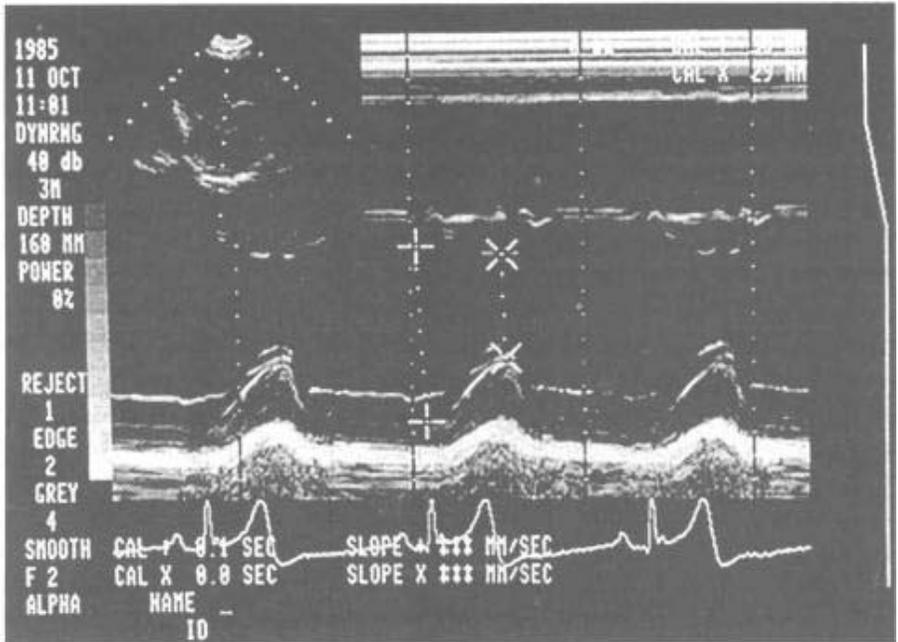



Figura 15. Imagem cardíaca em Modo M, da válvula mitral. (Viug Méd Precision Ecocardiography, Inc.)

Equipamentos Funcionando no Modo Doppler

O efeito Doppler pode ser definido como o desvio em freqüência que ocorre com um sinal sonoro ou eletromagnético quando há movimento relativo entre a fonte emissora e o receptor, tendo recebido esta denominação em homenagem a Christian Doppler (1803-1853), um físico matemático austríaco que foi o primeiro a estudar este efeito.

Conforme já mencionado, na interface entre dois materiais com impedâncias acústicas diferentes, parte da potência ultra-sônica emitida é refletida e parte é transmitida ao meio seguinte. Se a interface for estacionária, o feixe refletido retorna ao transdutor com a mesma freqüência do sinal emitido. No caso de estruturas móveis (por exemplo, as hemácias em uma artéria), o sinal que retorna ao transdutor sofre dois desvios em freqüência: primeiramente o alvo atua como um receptor móvel, de forma

que o sinal por ele recebido apresenta um comprimento de onda diferente do emitido. A seguir ele passa a atuar como uma fonte emissora móvel, enviando sinais com este mesmo comprimento de onda, mas que em função de seu movimento são captados pelo transdutor com outro comprimento de onda (WELLS, 1977). O desvio Doppler, do ponto de vista do transdutor, é a diferença entre as freqüências por ele emitida e recebida e conforme mostrado mais adiante, é proporcional à velocidade relativa entre a fonte e o observador.

A Figura 16 exemplifica este efeito aplicado à medição de velocidades de uma partícula em movimento. São mostrados três pares de transdutores ultra-sônicos (a, b e c), cada um com um transmissor (Tx) e um receptor (Rx). Todos os transmissores emitem ondas acústicas de mesmo comprimento de onda (λT) e, portanto, mesma freqüência. Estas ondas são refletidas pela partícula, sendo captadas pelo receptor. No caso "a", o objeto refletor encontra-se parado, percebendo um sinal com o mesmo comprimento de onda do transmitido e refletindo-o de volta também com o mesmo comprimento de onda. Dessa forma, a onda recebida por Rx apresenta o mesmo comprimento de onda da transmitida por Tx ($\lambda_a = \lambda_T$) e, conseqüentemente, a mesma freqüência. No caso "b", o objeto refletor move-se em direção aos transdutores, recebendo as frentes de onda com maior velocidade, ou seja, percebendo um sinal com comprimento de onda menor (freqüência maior) que o transmitido por Tx. Ao refletir este sinal, que já apresenta uma freqüência maior que a original, ocorre um segundo efeito Doppler, pois o movimento da partícula faz com que o transdutor receptor (Rx) receba as frentes de onda com uma velocidade relativa ainda maior, resultando num comprimento de onda ainda menor ($\lambda_b < \lambda_T$). Portanto a freqüência recebida por Rx é maior que a transmitida por Tx. Já no caso "c" ocorre o inverso do caso "b". O movimento da partícula afastando-se dos transdutores faz com que ela perceba frentes de onda com menores velocidades, resultando num comprimento de onda maior (freqüência menor). Ao refletir este sinal, em função do movimento relativo entre a partícula e os transdutores, o sinal percebido por Rx apresenta um comprimento ainda maior ($\lambda_c > \lambda_T$), resultando numa freqüência ainda menor que a emitida originalmente por Tx.

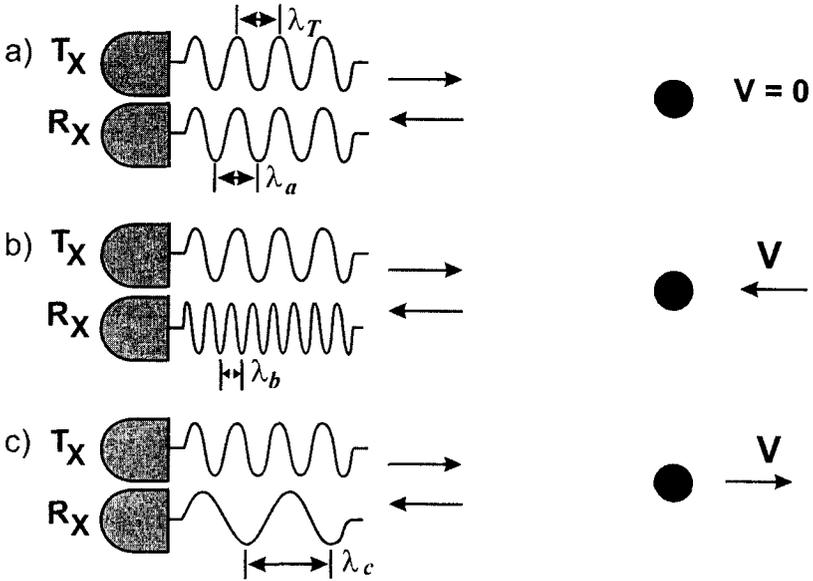



Figura 16. O efeito Doppler: a) o objeto refletor está parado;
b) movendo-se para esquerda; c) movendo-se para direita

Existem várias configurações possíveis baseadas no efeito Doppler, mas todas elas seguem princípios físicos semelhantes. Em geral, os sistemas ultra-sônicos baseados no efeito Doppler podem ser enquadrados no diagrama de blocos apresentado na Figura 17.

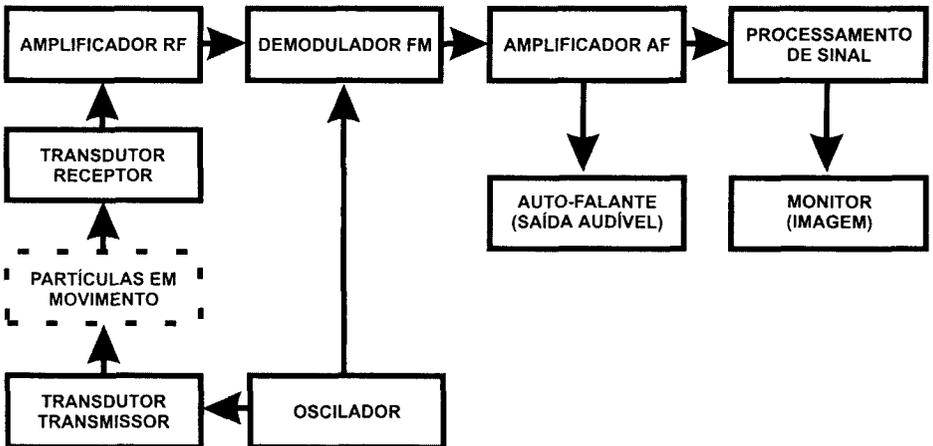



Figura 17. Diagrama de blocos de um sistema ultra-sônico Doppler genérico.

Como pode ser visto na Figura 17, este diagrama contém um transdutor transmissor que é o responsável pela emissão de ondas ultra-sônicas e que são refletidas pelas partículas em movimento. Estas ondas refletidas, que com o movimento das partículas sofreram o efeito Doppler, são então captadas pelo transdutor receptor. Pode-se dizer, portanto, que o sinal refletido consiste no sinal transmitido (portadora), modulado em freqüência pela velocidade das partículas (modulante). Um circuito demodulador FM realiza a multiplicação (batimento em freqüência) do sinal captado pelo receptor, utilizando como portadora o sinal vindo do oscilador. Esse sinal demodulado corresponde então à soma e à diferença em freqüência dos dois sinais originais. Essa diferença de freqüências, denominada desvio Doppler, geralmente é um sinal audível (20 a 20kHz), podendo ser ouvido em um alto-falante.

Dentre as configurações possíveis para equipamentos operando no modo Doppler, pode-se destacar dois modos de operação: o Doppler contínuo e o Doppler pulsátil. No sistema Doppler de ondas contínuas existe a necessidade de utilização de dois transdutores, um transmissor e um receptor (Figura 18), geralmente montados em um único encapsulamento. Já o sistema Doppler pulsátil pode utilizar configurações com dois transdutores ou apenas um (Figura 19).

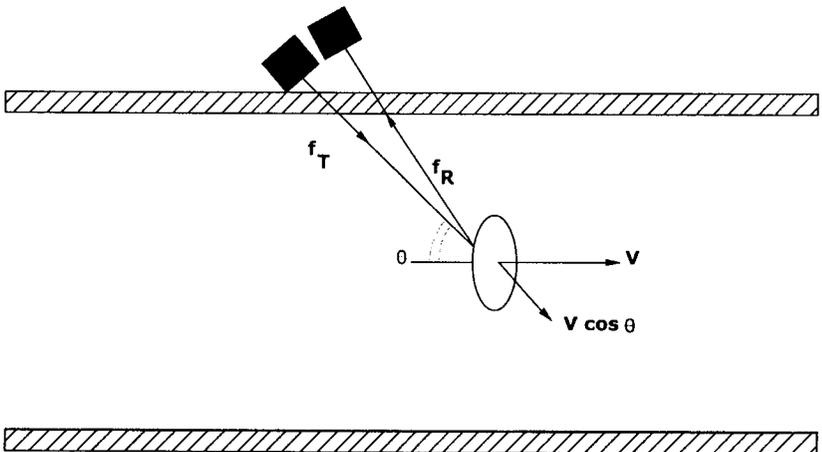



Figura 18. Configuração para medições do desvio Doppler de ondas contínuas com dois transdutores (transmissor e receptor), sendo f_R e f_T as freqüências recebida e transmitida respectivamente. V é a velocidade de escoamentodo fluido e ? o ângulo de incidência do feixe na partícula em movimento.

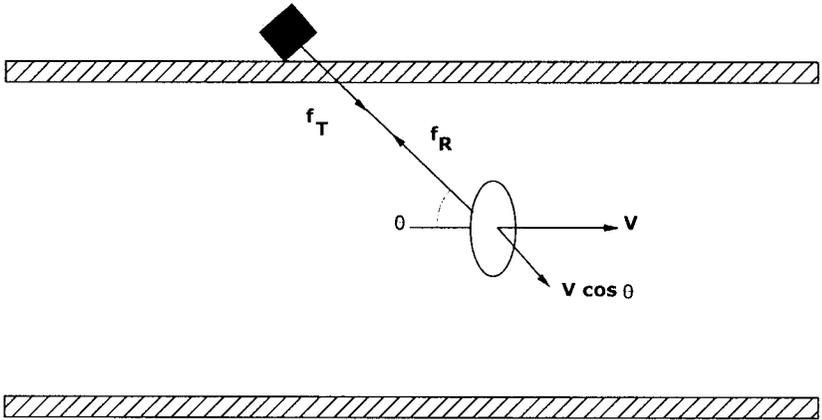



Figura 19. Configurações do desvio Doppler pulsátil com apenas um transdutor, sendo f_R e f_T as freqüências recebida e transmitida respectivamente; V é a velocidade de escoamento do fluido e ? o ângulo de incidência do feixe na partícula em movimento.

O desvio Doppler pode ser calculado utilizando-se a Equação 7, onde o sinal (±) indica o sentido da velocidade. Se a velocidade for no sentido mostrado nas Figuras 18 e 19 (da esquerda para a direita), o sinal é negativo e positivo no caso contrário. A Equação 7 mostra que o desvio Doppler é diretamente proporcional à velocidade do sangue e, conseqüentemente, ao fluxo volumétrico.

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos\theta}{c} \qquad (7),$$

onde:

f_D é o desvio Doppler

f_T é a freqüência do sinal transmitido;

V é a velocidade de escoamento do fluido;

c é a velocidade de propagação do som no meio (1540m/s para o sangue).

? o ângulo de incidência do feixe

A maioria dos scanners, atualmente, inclui sistemas Doppler para determinar a direção e a velocidade do fluxo sangüíneo. Alguns destes incluem no mesmo equipamento o Doppler de ondas contínuas (CW) e o pulsátil (PW). O modo contínuo CW, método de operação mais simples, é utilizado para análises de fluxo onde não há necessidade de selecionar a profundidade, ou seja, ele recebe informações de todos os refletores em movimento no caminho do feixe e determina a velocidade máxima do fluxo na área analisada. Já os equipamentos com o Doppler pulsátil permitem ao operador selecionar a área de interesse para as análises de fluxo utilizando cursores superpostos na imagem 2D (Modo Duplex) e alguns destes representam o fluxo no monitor como uma imagem colorida (CFM - Doppler Color Flow Mapping), onde eles acessam simultaneamente a direção e a velocidade relativa do fluxo sangüíneo em vários pontos ao longo do caminho do feixe. O resultado é uma imagem hemodinâmica do coração ou grandes vasos que são úteis para se detectar estenoses e defeitos nas válvulas cardíacas (ECRI, 1999).

Os sistemas CFM utilizam combinações do vermelho, verde e azul (RGB) para mostrar as cores nas imagens 2D. Geralmente, nos estudos cardíacos, o vermelho indica fluxo na direção do transdutor e o azul no sentido contrário. Em estudos vasculares, as cores são invertidas. Tons de branco ou amarelo são adicionados ao fundo colorido para indicar fluxos mais intensos e o verde para indicar áreas de turbulência.

Outra técnica que vem sendo utilizada recentemente nos equipamentos é a determinação da potência espectral do desvio Doppler ("Power Doppler"), que pode ser utilizada como uma característica a mais na técnica CFM. Ela aumenta a sensibilidade às variações do fluxo e apresenta bons resultados mesmo quando o transdutor é posicionado em ângulos perpendiculares à direção do fluxo, que não pode ser visualizado nos sistemas de Doppler padrão. Esta técnica pode produzir imagens sonográficas que não são obtidas utilizando-se outras técnicas e também mostra sinais de doenças congenitais no coração de fetos. Alguns sistemas apresentam o modo Triplex (mostram imagens 2D em tons de cinza, a potência espectral do desvio Doppler e o mapa do fluxo em cores) que é utilizado para quantificar o fluxo e anomalias em pequenos vasos (ECRI, 1999).

Na Figura 20 é mostrada a imagem de fluxo sangüíneo com potência espectral variável com o cilho cardíaco.

Figura 20. Fluxo sangüíneo na carótida mostrando potência espectral variável com o ciclo cardíaco (Imagem cedida pela ATL Ultrasound).

PRINCIPAIS FALHAS, ASPECTOS DE MANUTENÇÃO, OPERAÇÃO E CALIBRAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE ULTRASOM

As principais falhas nos equipamentos de ultra-som estão relacionadas aos danos nos transdutores, impressoras, drivers para leitura ou armazenamento dos dados e vídeo cassetes.

Para evitar danos aos transdutores (cristais ou cabos para conexão), estes devem ser manuseados cuidadosamente e armazenados no seu suporte, evitando-se quedas, extensão excessiva dos cabos, contato com líquidos corrosivos, exposição dos mesmos a temperaturas elevadas. Problemas eletromecânicos, como rachaduras nos cristais piezoelétricos, po-

dem reduzir a largura de banda de passagem de freqüências e conseqüentemente aumentar a largura dos pulsos, afetando tanto a resolução axial quanto a lateral. Neste caso pode haver erros na medição das distâncias, áreas, volumes, etc. Na obstetrícia estes problemas podem levar a erros na determinação da idade gestacional do feto, por exemplo.

Um programa de controle de qualidade deve ser implementado para testar a qualidade dos transdutores e o desempenho dos equipamentos utilizando-se "phantoms" para avaliar a resolução lateral, axial, exatidão na determinação das distâncias, sensibilidade dos cristais, uniformidade, qualidade da impressão, etc. Erros de 2% ou menos na medição de distâncias são considerados aceitáveis para muitos sistemas ultra-sônicos. Os "phantoms" (ver exemplos na Figura 21), geralmente, apresentam custos relativamente altos que podem variar de US$ 200.00 a US$ 10,000.00 e, portanto, devem ser negociados previamente em contratos realizados com os fornecedores dos equipamentos para não elevar os custos operacionais.

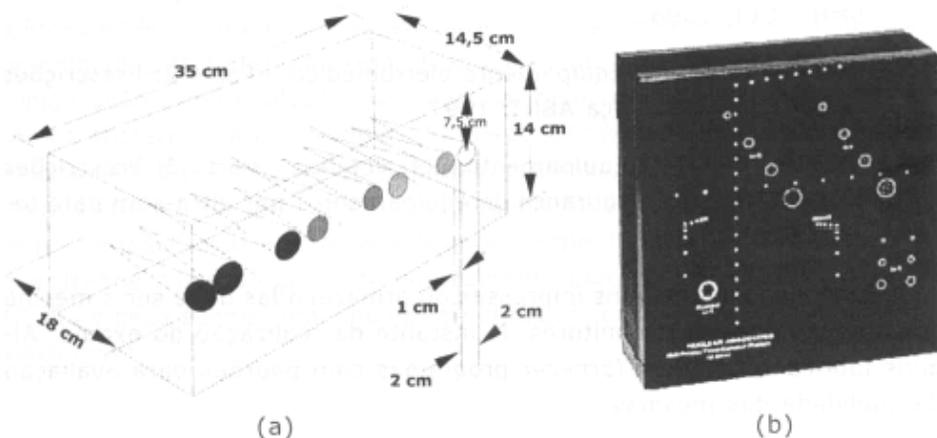



Figura 21. Exemplos de "phatoms", utilizados na calibração de sistemas ultra-sônicos para (a) calibração de contraste e detalhes e (b) uso geral na caracterização de tecidos e cistos. Imagens da Nuclear Associates (http://www.nucl.com)

Algumas normas técnicas especificam as grandezas a serem medidas e calibradas com os "phantoms", outras especificam as grandezas que os fabricantes deve informar nos manuais dos equipamentos, catálogos, etc., as quais devem ser observadas atentamente durante a especificação

e aquisição de um equipamento, e outras indicam as prescrições gerais de segurança e instalação destes. Entre as normas existentes para essas finalidades, pode-se destacar algumas:

- A.I.U.M., Acoustic output measurement and labeling standard for diagnostic ultrasound equipment, Americam Institute of Ultrasound in Medicine, 1992.
- IEC 150, Testing and calibration of ultrasonic therapeutic equipment, CEI, 1963.
- IEC-854, Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment, CEI, 1986.
- IEC-1161, Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0.5MHz to 25MHz, CEI, 1992.
- IEC-1689, Ultrasonics physiotherapy systems - Performance requirements and methods of measuring in the frequency range 0.5MHz to 5MHz, CEI, 1996.
- NBR IEC 60601-1, Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições gerais para segurança ABNT, 1997.
- NBR IEC 601-2-5, Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia, ABNT, 1997.

A qualidade das imagens impressas ou armazenadas deve ser a mesma das apresentadas nos monitores no instante da realização do exame. Alguns fabricantes podem fornecer programas com padrões para avaliação da qualidade das mesmas.

Outro aspecto importante que deve ser levado em consideração na aquisição de um equipamento, está relacionado ao suporte técnico e treinamento dos usuários, oferecido pela empresa fabricante ou representante. Alguns artefatos na imagem podem aparecer devido ao manuseio de forma inadequada do equipamento por parte do operador e em alguns casos, em que os artefatos são decorrentes da técnica ultra-sonográfica empregada ou anomalias no meio que está sendo investigado, o treinamento

adequado pode minimizar ou eliminar os efeitos dos mesmos, melhorando a qualidade da imagem final e auxiliando de forma mais adequada o diagnóstico.

Durante a especificação e aquisição de um equipamento, o usuário deve levar em consideração outros fatores, além dos já citados anteriormente como, por exemplo, a aplicação desejada, custos dos acessórios, disponibilidade dos mesmos no mercado, suporte à manutenção local por parte da empresa, descontos ou benefícios oferecidos pelos fabricantes e a padronização com equipamentos já existentes no hospital ou clínica, se for o caso, para diminuição dos custos dos suprimentos e também para compatibilização com os protocolos de comunicações, sistemas de informatização e interfaceamento com computadores centrais existentes com a finalidade de disponibilizar os resultados para outros setores do hospital/clínica e também outros centros via rede.

Uma configuração típica de um sistema ultra-sônico para uso geral inclui o scanner, transdutores de dupla freqüência ou multi-freqüências de 3,5MHz e 5MHz, um vídeo cassete para gravar as imagens, uma impressora colorida, Doppler colorido, Modo M e aplicativos que facilitam a visualização e manipulação das imagens, bem como pacotes para utilização na obstetrícia e ginecologia. Outras opções podem incluir transdutores adicionais ("probes") para aplicações específicas, pacotes de análise e periféricos para armazenamento das imagens. O custo de uma configuração como a especificada acima pode ficar em torno de US$ 200,000.00, sendo que grande parte do custo do equipamento está no transdutor (cerca de 12 % no caso acima, podendo atingir cifras maiores no caso de elementos adicionais).

BIBLIOGRAFIA

A.I.U.M., **Acoustic output measurement and labeling standard for diagnostic ultrasound equipment.** Americam Institute of Ultrasound in Medicine, 1992.

BRONZINO, J. D. – **Biomedical engineerig and instrumentation: Basic concepts and application**. BWS- Kent, 1986.

CHRISTENSEN, D. A. – **Ultrasonic bioinstrumentation**. New York: John Wiley & Sons, 1988.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Scanning systems, ultrasonic**, **general-purpose; Abdominal**; **Obstetric-Gynecologic**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

HADJICOSTIS, A.N.; HOTTINGER, C.F.; ROSEN, J.J.; WELLS, P.N.T. Ultrasonic transducer materiais for medical applications. **Ferroelectrics**, v. 60, p.107-126. 1984.

HAYMAN, A.J. & WEIGHT, J.P. Transmission and reception of short ultrasonic pulses by circular and square transducers. **J. Acoust. Soc**. **Am.,** v. 66(4), p.945-951, 1979.

HEKKENBERG, R.T.; REIBOLD, R.; ZEQIRI, B. Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment. **Ultrasound in Med., & Biol.,** v.20(1): p.83-98, 1994.

IEC 150: Testing and calibration of ultrasonic therapeutic equipment, CEI, 1963.

IEC-854: Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment, CEI, 1986.

IEC-1161: Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0,5MHz to 25MHz, CEI, 1992.

IEC-1689: Ultrasonics physiotherapy systems – Performance requirements and methods of measuring in the frequency range 0,5MHz to 5MHz, CEI, 1996.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR IEC 601-2-5**: Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia. ABNT, 1997.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR IEC 60601-1**: Equipa-mento eletromédico – Parte 2: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1997.

WEBSTER, J.G. - **Medical instrumentation: Application and design**. 2nd. ed., Houghton Mifflin, 1992.

WELLS, P.N.T., **Biomedical ultrasonics**. London: Academic PressInc,1977.

ZEMANEK, J. Beam behavior within the nearfield of a vibrating piston. **J. Acoust. Soc. Am.,** v.49(1), p.181-191, 1971.

Capítulo 11

INCUBADORAS

Elaborado por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Logo após o nascimento, a temperatura interna e a temperatura da pele dos de suporte térmico é crítica para os neonatos, pois a fadiga por frio pode causar:

- Falta de oxigênio;
- Hipoglicemia (nível baixo de açúcar no sangue);
- Acidose metabólica (diminuição do ph do sangue);
- Queda nos níveis de glicogênio (polissacarídeo de reserva).

Para aumentar a taxa de sobrevivência dos recém-nascidos prematuros, coloca-se os mesmos em câmaras fechadas, com temperatura mantida em uma faixa específica, o que diminui os requisitos de consumo de oxigênio e os mantém aquecidos. O mesmo procedimento também é indicado para bebês nascidos a termo, mas que estejam doentes.

A incubadora é um dispositivo com uma câmara fechada e transparente, que mantém o recém-nascido em um ambiente controlado de modo que seja favorável:

- Ao seu crescimento;
- Ao seu desenvolvimento;
- A sua resistência às doença;
- E finalmente a sua sobrevivência.

Os elementos deste ambiente que podem ser controlados incluem:

- Temperatura;
- Umidade;
- Circulação de ar;
- Oxigênio;
- Luz.

Em 1900, o francês Pierre Constant Budin foi talvez o primeiro neonatologista a registrar a taxa de sobrevida em pacientes neonatos:

- Observou que 10% destes pacientes sobreviviam se fossem mantidos a uma temperatura entre 32,5°C e 33,5°C, e que 77% sobreviviam caso a temperatura fosse mantida entre 36°C e 37°C, comprovando a importância da função principal da incubadora que é sustentar um ambiente termicamente adequado ao recém-nascido, isto é, que não promova a perda de calor do mesmo.

HISTÓRICO

Antes do ano 300: no Egito e na China se utilizavam grandes salas aquecidas e isoladas como chocadeira de ovos.

Até 1835: a redução de perda de calor dos recém-nascidos era feita através da utilização de roupas, pelo contato com o corpo de um adulto ou por aproximação do fogo.

Em 1835: Johann Georg Von Ruehl, na Rússia, construiu um berço aberto com paredes duplas de ferro, mantido aquecido através do enchimento do espaço entre as paredes com água quente (Figura 1).

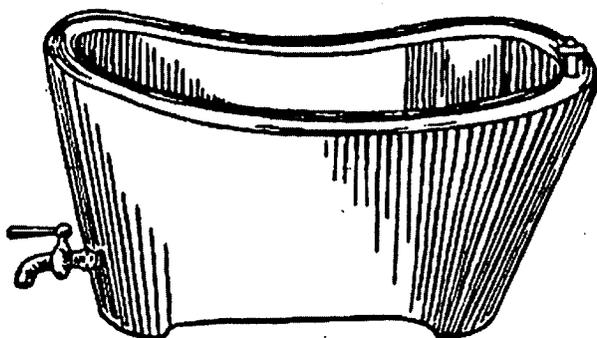



Figura 1. Banheira aquecida de Von Ruehl.

Em 1880: em Paris Stephane Tarnier e Odile Martin constroem a primeira incubadora fechada para recém-nascidos:

- O recém nascido ficava na câmara superior e o ar entrava através de uma abertura na câmara inferior e passava sobre bolsas de água quente.
- O ar aquecido subia para a câmara do recém nascido e saia através de uma abertura no topo.

A Figura 2 mostra uma incubadora de Tarnier aperfeiçoada onde se aquecia uma grande quantidade de água na câmara inferior através de um termo-sifão a álcool ou gás, externo à incubadora e ligado a ela por tubulação, permitindo que a água fluísse por convecção entre o aquecedor e o reservatório

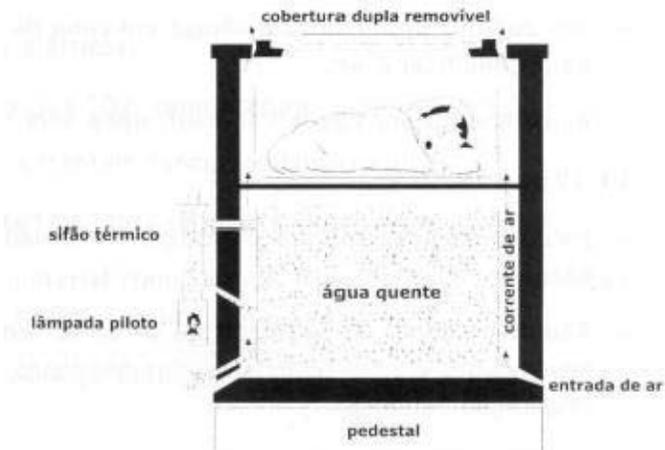



Figura 2. Incubadora de Tarnier.

O ar frio entrava por uma abertura inferior e se aquecia na superfície quente da água e por convecção natural subia para a câmara superior, aquecendo-a.

O problema com este tipo de incubadora é que expunha o recém nascido a riscos de queimaduras e hipotermia.

Em 1890: Alexander Lion patenteou, em Marselha uma incubadora a gás para cinco mil ovos, que podia ser utilizada para preservar o calor maternal em recém nascidos prematuros:

- Incluía múltiplos termômetros para assegurar temperatura homogênea;
- Quando atingia a temperatura apropriada, uma campainha soava e ajustava automaticamente a admissão de gás;
- Uma esponja suspensa na incubadora provia a umidade apropriada;
- Podia funcionar também com álcool ou derivados de petróleo.

De 1957 a 1965:

- Utilização de paredes de plástico transparente na câmara da incubadora;
- Ventoinha usada para forçar a convecção do ar na câmara do recém nascido, após ter passado pelo elemento aquecedor;
- Um defletor produzia turbulência em cima de uma panela com água para umidificar o ar;
- Aquecimento por convecção controlada pela temperatura do ar.

De 1960 a 1970:

- Incubadora aquecida por convecção controlada pela temperatura da pele.
- Rápida mudança da temperatura do ar na câmara do recém nascido causava em alguns recém nascidos pequenos e doentes a parada de respiração (apnéia).

Em 1964:

- Incubadora fechada;
- Ventilada por convecção;
- Aquecida por radiação controlada pela temperatura da pele;
- Não teve sucesso comercial por ser de difícil construção;
- Substituída pela incubadora fechada aquecida por convecção controlada pela temperatura da pele.

Até 1970: os projetos de incubadoras se baseavam em aquecedores por convecção para aquecer a câmara do recém nascido.

Em 1971: sistema chamado Alcyon não comercial:

- Controlado por microprocessador;
- Implementava um algoritmo que considerava não somente a temperatura do recém nascido, mas também a relação entre as temperaturas do recém nascido e do ambiente para determinar o estado do aquecedor.

Nos dias de hoje: a UTI neonatal dispõe de incubadoras microprocessadas:

- Alimentadas à bateria;
- Com aquecedores elétricos;
- Com sensores diversos (02, temperatura, umidade, etc.);
- Com alarmes que garantem funcionamento seguro;
- Com controle de temperatura da pele e do ar e de umidade;
- Construídas com material transparente para permitir visualização e acesso seguro do recém nascido;
- Mas que ainda guardam muita semelhança com a incubadora de Tarnier.

O RECÉM-NASCIDO E A PERDA DE CALOR

Um recém nascido necessita mais energia por quilograma de massa corpórea para permanecer sob temperatura adequada quando comparado a um adulto.

Sob o ponto de vista geométrico:

- A relação entre a superfície corporal e a massa corporal em um recém nascido é quatro vezes maior que em sua mãe.

Sob o ponto de vista fisiológico:

- Entre outras coisas, o recém nascido possui menos tecido adiposo.

O recém nascido prematuro tem um gasto de energia muito maior que o recém nascido normal para manter sua temperatura devido:

- A pequena quantidade de energia em estoque;
- Ao alto grau de sua utilização, em decorrência das condições forçadas de adaptação sob as quais o paciente recém nascido se encontra (stress, exaustão, fadiga).

O recém nascido prematuro e outros que mesmo tendo nascido a tempo, apresentem por qualquer motivo um aumento de metabolismo, devem ter minimizado seu dispêndio de energia para produção de calor, ou poderá ocorrer:

- Agravamento da condição que levou ao aumento no metabolismo;
- Desenvolvimento de um desequilíbrio ácido-base sangüíneo;
- Depleção (diminuição) das reservas energéticas e metabólicas;
- Perda da atividade normal do sistema nervoso central;
- Coma;
- Morte.

Portanto, as incubadoras se destinam principalmente aos recém nascidos doentes e, ou prematuros.

Balanço do calor fisiológico

A temperatura do corpo é determinada pelo balanço entre o calor produzido internamente e o calor perdido pelos tecidos do corpo.

A faixa normal de temperatura de um recém nascido é de 35,50°C a 37,50°C.

Produção de calor

O calor produzido pelo corpo é resultante dos processos bioquímicos que sustentam a vida.

O calor básico para sustentar a vida produzida por um recém nascido está na faixa de 1,5 a 2,0 W/kg (de massa corporal).

Durante as primeiras semanas de vida a taxa de produção de calor está relacionada com o peso e a idade do recém nascido. A maioria dos recém nascidos saudáveis tem a capacidade de gerar calor adicional, na faixa de 4,5 a 5,0 W/kg. O calor adicional tem a finalidade de proteção e reserva para situações emergenciais (para combater uma infecção, por exemplo).

A homeotermia é a capacidade especial de aumentar a quantidade de calor produzido para repor as perdas de calor pelo corpo.

A pecilotermia é o contrário: a criatura não produz mais calor quando é resfriada (peixes, répteis); na realidade, criaturas pecilotérmicas diminuem sua taxa metabólica quando expostas ao frio.

Sob algumas circunstâncias, é possível que um animal homeotérmico se comporte como pecilotérmico.

Esta situação pode ser provocada, por exemplo, pela ação de drogas administradas à mãe durante o trabalho de parto, que são transportadas ao recém nascido pela placenta e que impedem o sistema nervoso do recém nascido de responder ao frio.

Mas também existem situações em que a homeotermia pode ser revertida espontaneamente em pecilotermia: no caso de recém nascidos prematuros ou muito doentes, especialmente aqueles com dano neurológico ou com problemas respiratórios que provocam um nível de oxigênio insatisfatório no sangue e nos tecidos.

Portanto, a produção de calor de um recém nascido é imprevisível. É aconselhável que os recém nascidos sejam sempre tratados como homeotérmicos e protegidos de ambientes que possam estimular

indevidamente sua tendência homeotérmica, pois a homeotermia (Figura 3), aumenta a produção de calor pelo aumento do trabalho metabólico que por sua vez pode causar um excesso de utilização das reservas de gordura, açúcar e proteínas, necessários para a sustentação de outras funções vitais para estabelecer crescimento e desenvolvimento. Além disso, há a produção de ácido que pode causar desequilíbrio severo no balanço ácido-base.

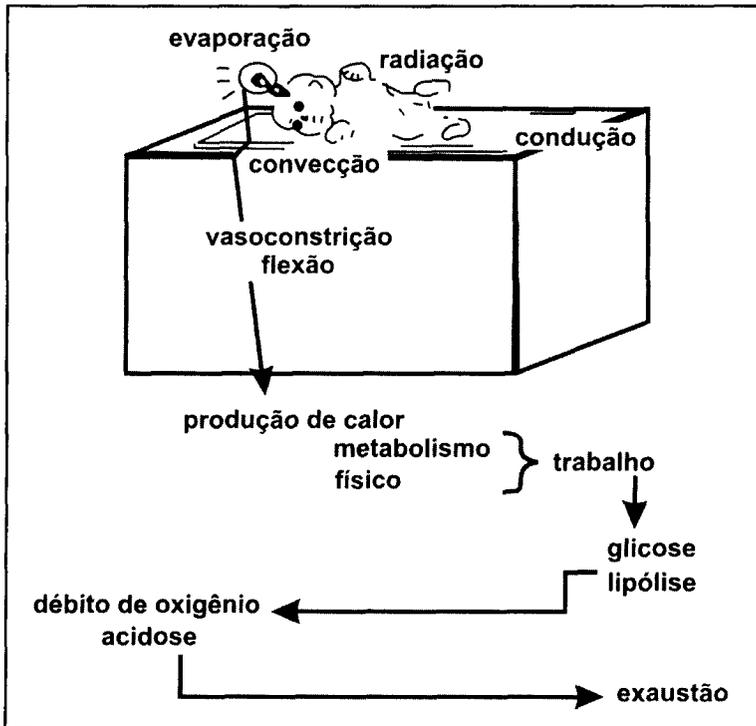



Figura 3. Esquema de homeotermia em um recém-nascido.

Para minimizar a perda de calor através da pele, o recém nascido:

- Contrai os vasos sangüíneos (vasoconstrição);
- Muda a posição do corpo (para reduzir a área de troca de calor);
- Aumenta sua taxa metabólica (para produzir mais calor).

O aumento do metabolismo acarreta acidose e redução das reservas de energia.

Perda de calor

A temperatura do corpo também é influenciada pela taxa com que o calor é perdido pelo corpo. Como o calor somente pode ser perdido de um objeto mais quente para um objeto mais frio, a incubadora deve oferecer ao recém nascido um ambiente termicamente neutro, para evitar sua perda de calor.

Existem 4 maneiras de um recém nascido perder calor: (por evaporação, condução, convecção e radiação).

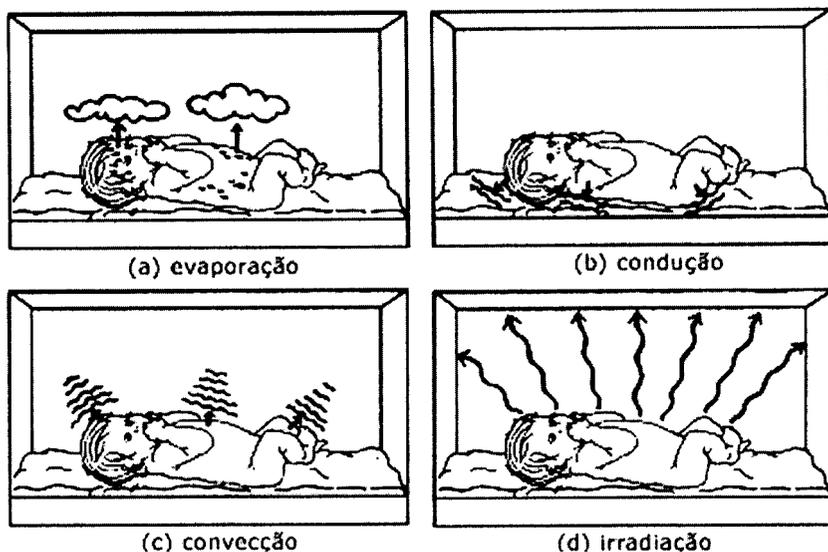



Figura 4. Representação das 4 maneiras de perda de calor num recém-nascido: evaporação (a), condução (b), convecção (c), e radiação (d) (modificado de Korones, 1986).

Perda de calor por evaporação

A perda de calor por evaporação não está especificamente relacionada com a diferença de temperatura na interface entre o corpo do bebê e o meio ambiente: está relacionada à diferença entre os níveis de pressão parcial exercida pela água em cada uma das estruturas da interface, pele, com o ambiente. É independente dos outros mecanismos de perda de calor:

- Ocorre quando o recém nascido transpira água na superfície da pele em um ambiente circundante seco e quente.
- O recém nascido também perde calor de seus pulmões à medida que inspira ar úmido e frio.

Imediatamente após o parto, enquanto o recém nascido encontra-se envolto com o liquido aminiótico, acredita-se que a perda de calor do recém nascido ocorra principalmente por evaporação: a pressão parcial de água no líquido aminiótico sobre a pele do recém nascido é maior que a pressão parcial da água no ar ambiente.

A perda de calor por evaporação é cerca de 25% da perda de calor total do recém nascido seco.

Perda de calor por condução

Ocorre quando o recém nascido está em contato físico com uma superfície sólida mais fria que ele. Depende da diferença de temperatura entre os dois corpos.

Perda de calor por convecção

A convecção ocorre quando o recém nascido é exposto a correntes de ar mais frias que ele. A perda por convecção depende da diferença de temperatura e do fator "vento gelado", que é introduzido pela velocidade com que o ar está fluindo ao redor do recém nascido. É independente da condução, que ocorre quando não há movimento de ar.

Perda de calor por radiação

Todo corpo dotado de temperatura diferente do zero absoluto perde calor por emissão de radiação eletromagnética de espectro predominantemente infravermelho.

O recém nascido perde calor na região do espectro infravermelho para objetos sólidos mais frios na sua circunvizinhança, mas não em contato com sua pele.

Todas as perdas de calor menos a perda por evaporação, são proporcionais à diferença de temperatura entre o recém nascido mais quente que perde calor e o ambiente mais frio que recebe o calor:

O recém nascido tem um coeficiente de transferência térmica maior que um adulto e portanto, perde calor corporal mais rapidamente que um adulto quando exposto a um ambiente mais frio.

A perda de calor do recém nascido é complexa:

- A superfície exposta do recém nascido varia à medida que o recém nascido muda sua posição e se usa roupas ou bandagens;
- A relação entre a pele do recém nascido e as superfícies radiantes da sala ou da incubadora não é simples devido às diferentes emissividades dos objetos trocando energia;
- Assume-se que um recém nascido tenha emissividade igual a 1.

Temperatura ambiente

As perdas de calor por condução, convecção, radiação e evaporação são mecanismos relativamente independentes. Não existe um parâmetro simples que possa ser utilizado para calcular a contribuição combinada da perda de calor:

- A temperatura do ar pode ser utilizada apenas para estimar o componente de perda de calor por convecção;
- A temperatura das paredes internas é útil para determinar as perdas aproximadas por radiação.

Regra geral

Numa incubadora fechada, aquecida por convecção e bem umidificada, com paredes simples de Plexiglass, a temperatura ambiente percebida pelo recém nascido é aproximadamente 1ºC menor que a temperatura do ar medida no meio da câmara, para cada 7ºC de diferença entre a temperatura do ar da incubadora e a temperatura do ar da sala onde está a incubadora.

Transferência de calor dentro do corpo

A taxa com que o calor produzido internamente é transferido do interior do corpo, a uma temperatura, através dos tecidos para a superfície externa da pele, depende de:

- espessura absoluta da pele;
- característica da pele;
- gordura subcutânea;
- outros tecidos subcutâneos;
- fluxo de sangue do corpo para a superfície.

Ambiente termicamente neutro

Definição aproximada de ambiente termicamente neutro: ambiente onde existe um conjunto de condições térmicas que estabelece para o recém nascido, um estado metabólico mínimo e mantém a temperatura de seu corpo dentro da faixa normal.

CARACTERÍSTICAS DAS INCUBADORAS

Tipos de incubadoras

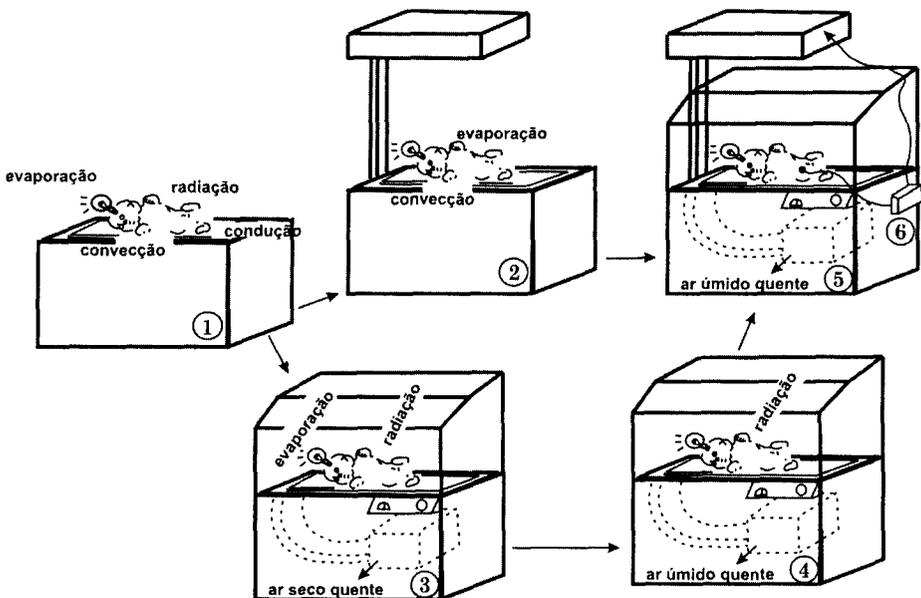



Figura 5. Tipos de incubadoras abertas e fechadas:

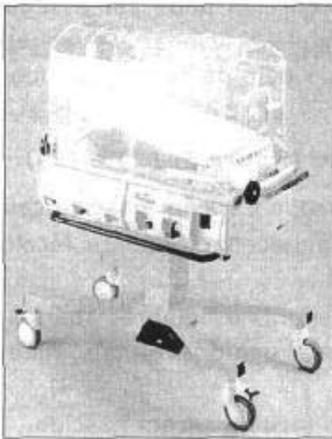
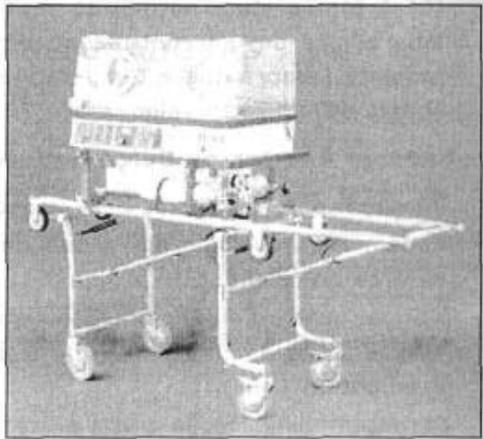
- (1) recém nascido desprotegido, perde calor por condução, convecção, evaporação e radiação.
- (2) Um aquecedor radiante elimina as perdas por radiação e condução, mas não a causada por convecção e evaporação.
- (3) Uma incubadora aquecida por convecção e não umidificada, elimina as perdas por convecção e condução, mas não as causadas por radiação e evaporação.
- (4) A umidificação de uma incubadora aquecida por convecção elimina a maioria das perdas, exceto as perdas por radiação.
- (5) Utilizando um aquecedor radiante para aquecer uma incubadora ventilada por convecção e umidificada eliminaria todas as fontes de perda de calor da pele do recém nascido.
- (6) A temperatura normal do recém nascido pode ser assegurada pela adição de um controlador, de modo a acionar um aquecedor radiante sempre que a temperatura da pele do recém nascido caia abaixo de um certo valor.

Incubadoras Abertas ou Berço Aquecido (figura 5, (1) e (2)):

- Possuem paredes baixas para impedir que o recém nascido caia;
- Podem ser aquecidas utilizando um aquecedor radiante focalizado na área do colchão;
- Normalmente são denominadas incubadoras irradiantes abertas, camas aquecidas irradiantes, berços aquecidos ou aquecedores irradiantes;
- Permitem visualização direta e acesso fácil ao recém nascido.
- Devido aos riscos e limitações associados ao seu uso, não devem ser consideradas como substitutas das incubadoras fechadas para todas as situações envolvendo recém nascidos (Veja também texto sobre Berços Aquecidos).

Incubadoras Fechadas (figura 5 (3), (4) e (5)):

- Quando são aquecidas usando uma ventoinha para forçar o ar sobre o elemento aquecedor antes de entrar na câmara do recém nascido, são chamadas de incubadoras de convecção forçada.
- Existem modelos que utilizam colchão com água quente para aquecer o recém nascido.

- As incubadoras fechadas podem ainda ser móveis, para serem utilizadas dentro do ambiente hospitalar, ou de transporte, para permitir o transporte em veículos de emergência, por terra e por ar.
- As incubadoras de transporte, além de fonte de alimentação confiável, também devem obedecer às exigências necessárias para transporte por terra e ar, possuir isolação térmica e de barulho e vibração, e também gerar interferência eletromagnética limitada para permitir transporte em aeronaves.
- As incubadoras de transporte são tipicamente menores e mais leves que as incubadoras estacionárias/móveis, para facilitar sua colocação e retirada de veículos de emergência.

Incubadora Móvel

Incubadora de transporte

Sobre-temperatura

Na figura 6 é mostrada a variação da temperatura do ar e da pele do recém nascido. Na primeira parte do traçado (aproximadamente 2,5 horas de duração) o controle de temperatura é feito através da temperatura do ar. Na segunda parte do traçado o controle de temperatura foi feito através da temperatura da pele do recém nascido. A terceira parte do traçado exemplifica o que ocorre com o controle da temperatura quando se abre a incubadora:

Quando se abre a incubadora para se tratar do recém nascido, ou para trocar a posição do sensor de temperatura, a temperatura cai, e através do circuito de realimentação, o aquecedor é ligado (o circuito de realimentação realiza uma comparação entre o valor programado e o valor medido de temperatura, ligando ou desligando o aquecedor para promover a correção do valor).

Após o fechamento da incubadora, o aquecedor ainda está ligado por um tempo para restaurar a temperatura inicial. Este atraso provoca um aumento da temperatura além do ponto inicial, causando uma sobre-temperatura.

O aquecedor é lento para aquecer e lento para esfriar, de modo que há uma oscilação da temperatura em torno do ponto desejado.

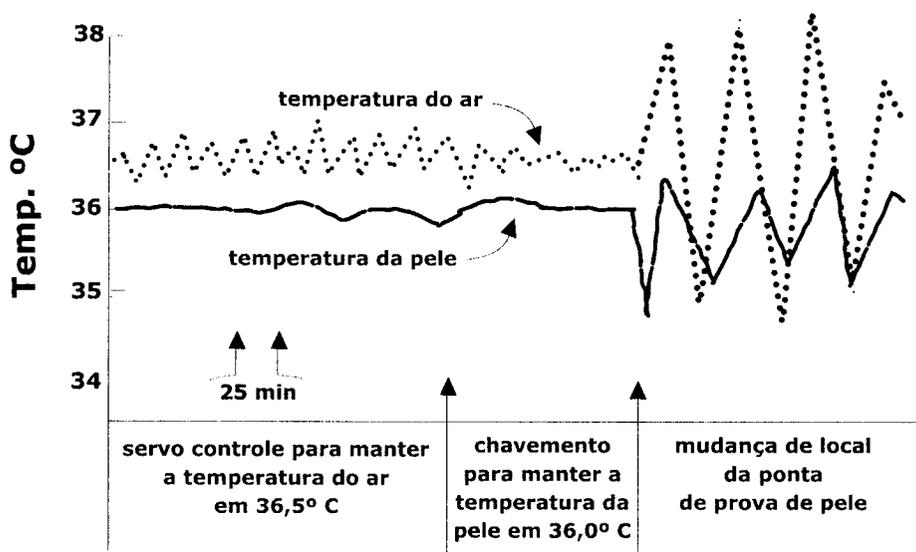



Figura 6. Variações dinâmicas da temperatura do ar e da pele do recém nascido.

Sistema controlador de temperatura proporcional

O sistema mais utilizado para o controle da temperatura da incubadora é o controlador de temperatura proporcional, cujo diagrama de blocos é mostrado na Figura 7.

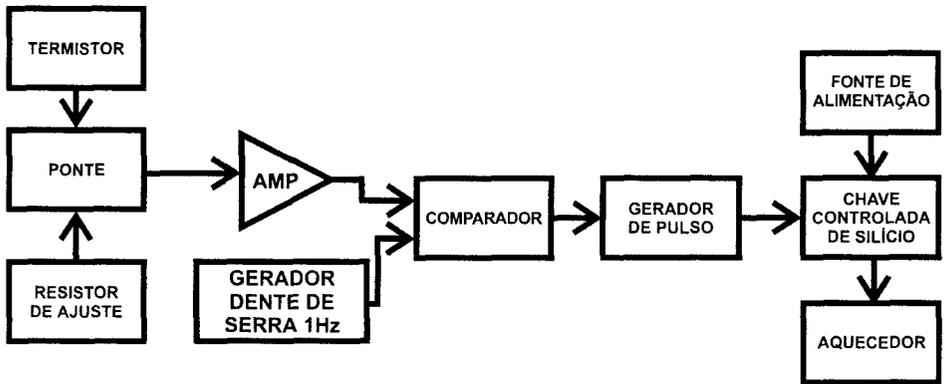



Figura 7. Controlador de temperatura proporcional: utiliza um termistor num braço de uma ponte resistiva, com o resistor de ajuste do valor desejado em outro braço da ponte. A saída da ponte é amplificada e a tensão resultante é proporcional à diferença de temperatura entre o termistor e o resistor de ajuste.

A temperatura na linha de ar altera a resistência de um termistor que é comparada com um resistor fixo (temperatura desejada).

Se a temperatura do ar entrando na câmara do recém nascido for menor do que a temperatura desejada, a potência é aplicada ao aquecedor para corrigir esta diferença.

No sistema proporcional, a quantidade de potência aplicada ao aquecedor é proporcional à diferença entre a temperatura real do ar e a temperatura desejada. Isto significa que a quantidade de potência decresce à medida que a temperatura se aproxima do valor desejado, uma característica importante para se ter um controle mais preciso e minimizar a sobre-temperatura.

Algumas incubadoras, utilizam a temperatura da pele do recém nascido como parâmetro de controle. O termistor é colocado na pele do recém nascido, e o controlador é ajustado para manter a temperatura.

Diagrama em blocos de uma incubadora típica

Na figura 8 é mostrado um diagrama em blocos com os principais componentes de uma incubadora típica.

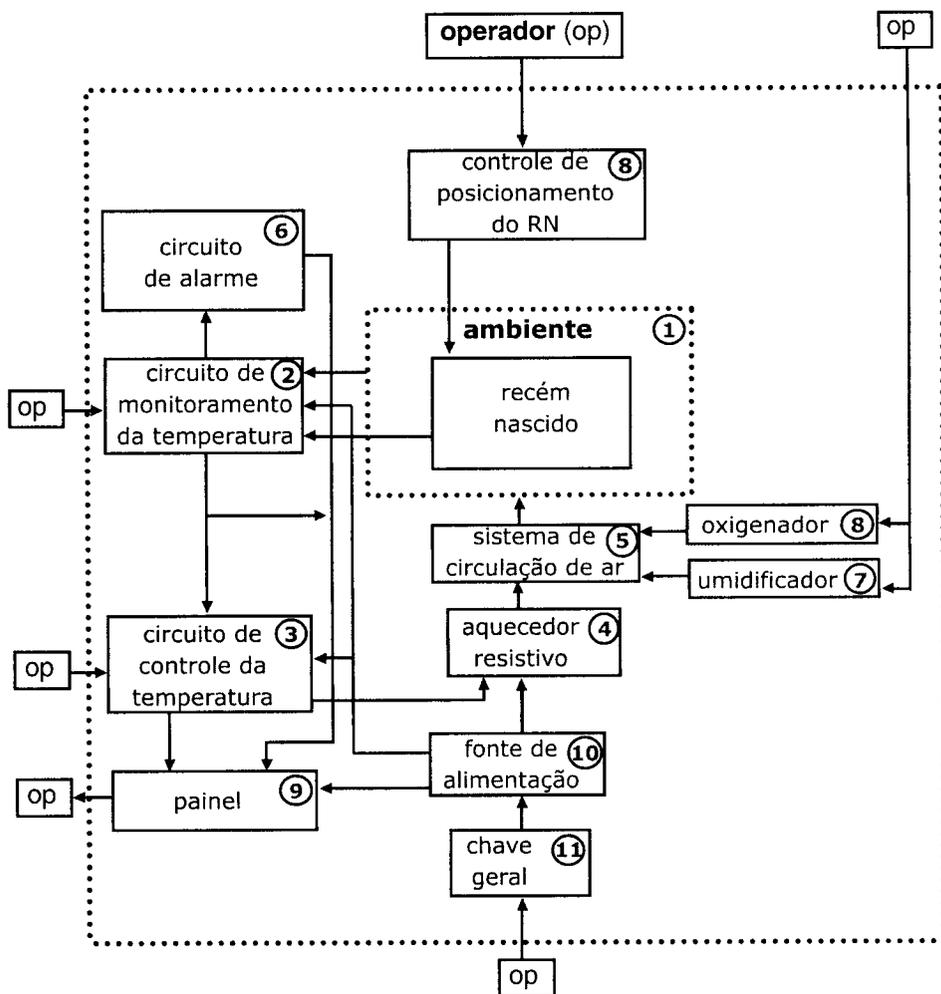



Figura 8. Diagrama em blocos de uma incubadora típica.

Cúpula (ambiente do recém-nascido): sua função é isolar o recém nascido do meio externo e fechar o circuito para a circulação do ar. É feita de acrílico transparente para visualização do recém nascido, e dispõe de entradas laterais, frontais e portinholas que permitem a introdução de eletrodos, tubo para ventilação pulmonar, cateteres, além de acesso ao operador.

Circuito de monitoramento da temperatura (CMT): o monitoramento pode ser feito a partir do ar no interior da cúpula, da pele do recém nascido ou de ambos.

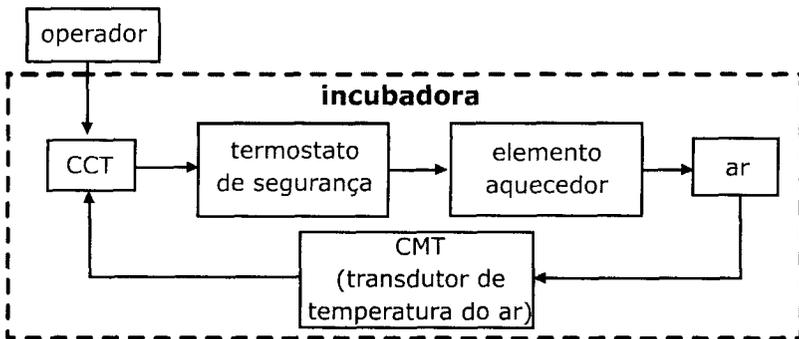
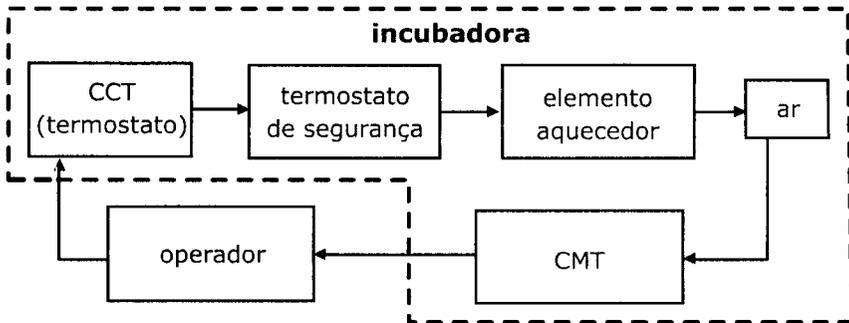
Para o caso do ar, o sensor é colocado onde o ar quente tem acesso á cúpula.

Se a temperatura do recém nascido deve ser monitorada, os sensores são afixados sobre a pele exposta do peito ou do abdômen do recém nascido. Geralmente os sensores de temperatura são termistores

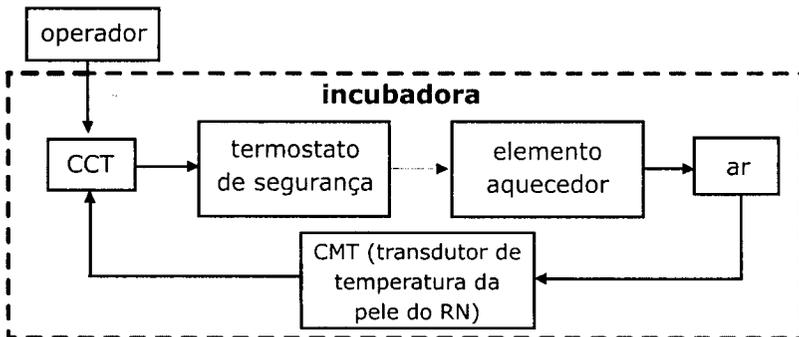
Circuitos de controle da temperatura (CCT): podem ser obtidos com temperatura do ar controlada e com temperatura do recém nascido controlada.

Nas incubadoras com temperatura do ar controlada (ATC):

- O operador determina uma temperatura fixa para o ar no interior da cúpula.
- O CCT utiliza o aquecedor e os transdutores de monitoramento (CMT) para manter a temperatura do ar constante.
- O CMT realimenta o CCT.

O diagrama em blocos mostrado a seguir, exemplifica o ATC:

Existem incubadoras nas quais o "feedback" (realimentação) entre o CCT e o CMT é estabelecido pelo operador, ou seja, observando no painel o valor da temperatura do ar medido pelo CMT e medindo com um termômetro a temperatura do recém nascido e o operador ajusta o ponto de operação de um termostato, como indicado no diagrama em blocos a seguir:

Nas incubadoras com temperatura do recém nascido controlada (ITC):

- O operador determina uma temperatura fixa para a pele do recém nascido.
- O CCT faz uso do aquecedor resistivo e dos transdutores que Monitoram a temperatura da pele do recém nascido para mantê-la constante.
- O aquecedor responde às mudanças monitoradas pelo sensor para manter a temperatura da pele constante.

Este modo de controle também é chamado servo ou automático e é indicado no diagrama em blocos a seguir:

Além dos dispositivos de controle, todas as incubadoras possuem termostatos de segurança que desligam automaticamente os elementos aquecedores quando a temperatura do ar atinge 38ºC.

Elemento aquecedor: o elemento aquecedor é um aquecedor resistivo convencional, com potência em torno de 255W.

Sistema de circulação de ar: o sistema de circulação de ar (mostrado na figura 9) inclui todo o circuito por onde circula o ar podendo ser subdividido em:

A atmosfera onde será posicionado o recém nascido é a região útil da incubadora propriamente dita. Sua forma é fundamental para se atingir rapidamente a temperatura determinada pelo operador. É importante que o ar quente tenha acesso a este compartimento pela região mais próxima aos pés do recém nascido.

O circulador de ar consiste em um ventilador colocado na entrada de ar do sistema.

O compartimento para colocação de gelo é opcional e não possui nenhuma exigência em particular.

O compartimento para colocação do aquecedor: deve ser cuidadosamente projetado para que a resistência não entre em contato com a carcaça da incubadora.

O ponto de entrada do umidificador preferencialmente deve ser localizado antes da resistência, para que ao passar por esta o ar tenha sua carga microbiótica reduzida.

O ponto de entrada de ar deve dispor de um filtro.

Ponto de entrada de oxigênio preferencialmente deve ser localizado antes da resistência, para que ao passar por esta o ar tenha sua carga microbiológica reduzida.

Circuito de alarme: é conectado ao CMT.

Deve indicar por meio visual e sonoro quando:

- A temperatura do ar atinge 38ºC;
- Há interrupção da energia elétrica;
- O fluxo de ar for interrompido;
- A concentração de oxigênio está muito alta;
- Ocorre apnéia, etc.

Umidificador: dois tipos podem ser utilizados:

No primeiro tipo existe uma câmara com água esterilizada sobre a qual passa o ar aquecido, que é umidificado pelo vapor de água liberado.

- Para controlar o grau de umidificação, deve -se controlar o fluxo de ar que passa sobre o reservatório.
- As desvantagens são a baixa qualidade no controle da taxa de umidificação e a necessidade de uma assepsia muito rigorosa.

O segundo sistema utiliza nebulizadores e o controle da umidificação é feito controlando-se o fluxo de ar pelo nebulizador. As vantagens deste sistema são:

- A possibilidade de um maior controle no nível de umidificação e a flexibilização no processo de assepsia da incubadora.

Oxigenação: é controlada por fluxômetros mecânicos. Níveis altos de oxigênio devem ser controlados precisamente e indicados com grande visibilidade, pois a hiperoxia pode causar a cegueira de recém nascidos decorrente da fibroplasia retrolental (formação de tecido fibroso atrás das lentes, com descolamento da retina). Níveis inadequadamente baixos levam à hipóxia ou falta de oxigênio.

É importante que a entrada de oxigênio seja feita antes do aquecedor, pois assim o oxigênio tem influência menor no controle de temperatura.

Controle de posicionamento do recém nascido: deve permitir ao operador colocar o recém nascido nas posições adequadas ("trendelemburg", horizontal e próclive).

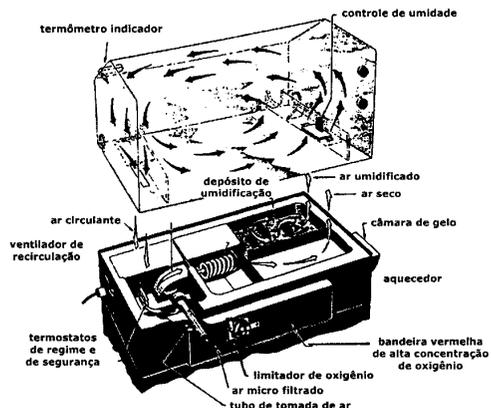



Figura 9. Componentes do sistema de circulação de ar da incubadora

Fonte de alimentação: conectada à rede de energia elétrica comercial e, ou alimentada à bateria.

Os modelos para transporte dentro do próprio hospital ou para transferência entre instituições podem ser alimentados pelas diversas fontes de energia encontradas em hospitais e veículos: rede/130Vca, 12VDC, 24VDC.

Estes modelos também possuem uma bateria de “back up” (por exemplo, 12VDC recarregável de níquel cádmio Ni-Cd) que fornecem energia para a incubadora por períodos curtos de tempo, durante queda da energia da rede elétrica, falha da alimentação ou durante transporte de um local para outro dentro do ambiente hospitalar.

Chave geral: para ligar e desligar a incubadora.

Sensores

Geralmente os sensores de temperatura são termistores, devido à suas dimensões pequenas, precisão e baixo custo.

Para o caso da incubadora ATC, o sensor é colocado onde o ar quente tem acesso á cúpula.

Na incubadora ITC, o sensor é colocado na pele do recém nascido. Neste caso:

- O termistor mede a temperatura somente do local específico onde foi colocado.
- Como o sensor não deve ser aquecido pela fonte de calor radiante, ele é recoberto de uma espuma especial com uma face brilhante, metalizada, para refletir a radiação térmica.
- Estes termistores são fixados com fita adesiva, o que causa compressão dos vasos superficiais da pele que estão abaixo do termistor.
- Os termistores modificam tanto a temperatura absoluta como a variabilidade dinâmica espontânea na temperatura medida da pele, que normalmente é afetada pela variação da quantidade de sangue quente fluindo através da pele em intervalos de tempo diferentes.

Os termistores são feitos de vários formatos e tamanhos e são protegidos com materiais diferentes, o que afeta a transdução de modo específico e diferente.

Os termistores medem a temperatura tridimensionalmente (são afetados pela temperatura da superfície onde estão afixados e pela temperatura do ambiente no lado não afixado).

Também podem ser afetados pelos fios de conexão.

Os sensores para detectar apnéia (falta de ventilação) podem medir a impedância transtorácica do recém nascido, movimento, ou falta de movimento, de um detector de deslocamento ou movimento do peito do recém nascido.

ASPECTOS DE SEGURANÇA

A segurança das incubadoras é regida pelas normas:

NBR IEC 601 - 2 - 19: Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém-nascidos.

NBR IEC 601 - 2 - 20: Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras de transporte para recém-nascidos.

Estas normas foram publicadas em 1997 e complementam a NBR IEC 601 - 1 que possuem prioridade sobre esta norma geral: Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições para a segurança de equipamentos eletromédicos, editada em 1994.

O objetivo das normas é estabelecer os requisitos para INCUBADORAS que minimizem os riscos ao PACIENTE e ao USUÁRIO, e especificar os ensaios que possam verificar a conformidade com estes requisitos.

Serão listados alguns destes requisitos que utilizam as definições seguintes:

Temperatura da incubadora: temperatura do ar em um ponto 10 cm acima do centro geométrico da superfície do colchão, no compartimento do recém nascido. Ver Figura 10.

Temperatura média da incubadora: média das máximas e mínimas temperaturas da incubadora, obtida durante a condição de temperatura constante. Ver Figura 11.

Condição de temperatura constante: condição alcançada quando a temperatura da incubadora não variar em mais de 1ºC em um intervalo de 1h. Ver Figura 11.

Temperatura de controle: temperatura selecionada no controle de temperatura.

Temperatura média: a média das temperaturas máxima e mínima em qualquer ponto do compartimento do recém nascido, obtida durante a condição de temperatura constante. Para o caso do ar, o sensor é colocado onde o ar quente tem acesso à cúpula.

Requisitos exigidos para uma incubadora estar em conformidade com as normas vigentes:

Ao se ministrar oxigênio, deve ser utilizado um analisador de oxigênio.

Uma advertência de que a luz solar direta ou outras fontes de calor radiante podem causar um aumento na temperatura da incubadora em níveis perigosos.

Uma especificação do tempo de aquecimento da incubadora.

O recém nascido deve estar seguramente relido dentro do compartimento do recém nascido por obstáculos como paredes ou painéis laterais.

As incubadoras devem permanecer estáveis quando inclinadas 5ºC na utilização normal e quando inclinadas 10ºC durante o transporte.

As incubadoras devem resistir às fadigas causadas durante o transporte sobre saliências e para os elevadores ou a partir deles.

A temperatura das superfícies passíveis de entrar em contato com o recém nascido não deve exceder 40ºC. A temperatura de outras superfícies acessíveis ao recém nascido não deve exceder 40ºC para superfícies metálicas e 43ºC para superfícies de outros materiais.

As incubadoras devem ser construídas de forma que um derramamento não molhe partes que, se molhadas, poderiam causar risco de segurança.

As incubadoras devem ser construídas de forma que os líquidos depositados em sua superfície interna do compartimento do recém nascido, in-

cluindo o suporte do recém nascido, não possam reduzir a segurança da incubadora (um vazamento de 200 ml é considerado como uma condição normal).

Quando uma ITC operar como uma ATC, deve haver uma indicação clara do modo de operação.

Durante a condição de temperatura constante, a temperatura da incubadora não deve ficar diferente da temperatura média da incubadora em mais de 0,5ºC.

Com a incubadora operando como ATC e com a temperatura de controle ajustada para qualquer temperatura dentro de sua faixa, a temperatura média em cada um dos pontos A, B, C, D e E, não deve diferir da temperatura média da incubadora em mais de 0,5°C na utilização normal. Em qualquer posição do colchão inclinado, ela não deve diferir mais de 1ºC. Ver Figura 11.

Com a incubadora operando no modo ITC com o colchão na horizontal, a temperatura, conforme medida pelo sensor de temperatura da pele, não deve diferir da temperatura de controle em mais de 0,70ºC na condição de temperatura constante.

Com a incubadora operando no modo ATC, a temperatura média não deve ser diferente da temperatura de controle em mais de + 1,5ºC.

Após o ajuste da temperatura de controle, o excesso da temperatura da incubadora (sobre-temperatura) não deve ser maior que 2ºC e a condição de temperatura constante deve ser restaurada em 15 minutos.

Para uma ATC, a faixa da temperatura de controle deve ser de 30ºC até 37°C. A temperatura de controle máxima pode atingir até 39ºC, por uma interferência do operador e indicada por uma lâmpada amarela de advertência.

Para uma ITC, a faixa da temperatura de controle deve ser de 30ºC até 37ºC A temperatura de controle máxima pode atingir até 38ºC, por uma interferência do operador e indicada por uma lâmpada amarela de advertência.

Um alarme sonoro e visual deve soar e o fornecimento de energia elétrica deve ser interrompido quando ocorrer:

- Falha na rotação da ventoinha;
- Obstrução do escape de ar do compartimento da incubadora;
- Possível obstrução da entrada de ar.

A incubadora controlada pelo recém nascido deve possuir um alarme sonoro e visual que deve soar e o fornecimento de energia elétrica deve ser interrompido no caso do conector do sensor da temperatura da pele:

- Se tornar eletricamente desconectado;
- Possuir fios em circuito aberto;
- Possuir fios em curto circuito.

Na utilização normal, o nível sonoro dentro do compartimento do recém nascido não deve exceder um nível de pressão sonora, ponderado em A (vide figura 10), de 60dB.

Quando qualquer alarme da incubadora estiver soando, o nível sonoro no compartimento do recém nascido não deve exceder um nível de pressão sonora, ponderado em A, de 80dB.

Os alarmes sonoros devem possuir um nível sonoro de pelo menos 65dB ponderados em A, a uma distância de 3 m perpendicularmente à parte frontal da unidade de controle.

Na utilização normal, a velocidade do ar sobre o colchão não deve exceder 0,35 m/s.

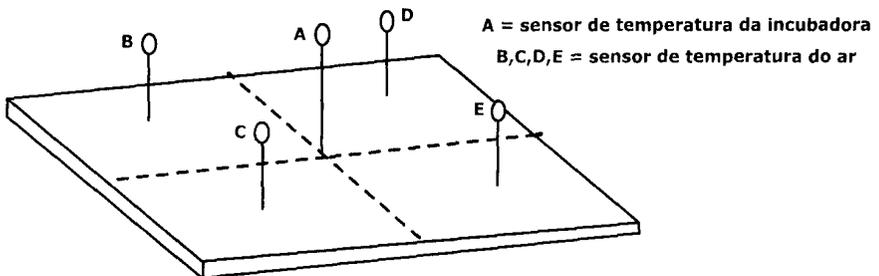



Figura 10. Pontos de medição em um plano paralelo ao colchão e a uma distância de 10 cm dele.

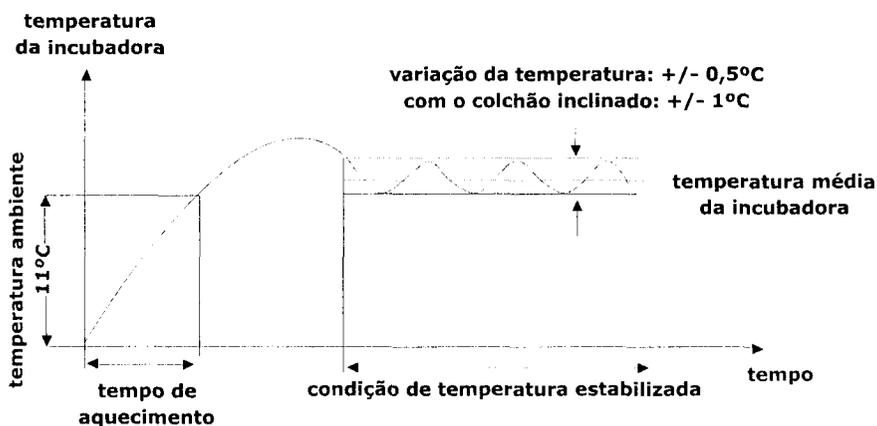



Figura 11. Condições de Temperatura.

PROBLEMAS RELACIONADOS AO USO INDEVIDO DE INCUBADORAS

Mortes de neonatos em incubadoras são relacionadas ao mau funcionamento de termostatos, produzindo super aquecimento ou hipertermia e a defeitos de projeto que provocam choques elétricos e incêndios. Hipertermia e superaquecimento também podem resultar em lesões cerebrais e queimaduras graves.

Hipertermia e superaquecimento também estão relacionados à utilização de cobertores de material plástico dentro da cúpula, aos quais os sensores de temperatura podem se afixar facilmente e à colocação de cobertores e outros objetos sobre a cúpula da incubadora, que podem bloquear passagem de ar e superaquecer sensores. Alguns fabricantes já estudaram a possibilidade de fabricar a cúpula com teto redondo de modo a impedir o depósito de materiais indevidos sobre a mesma.

Controle inadequado de fornecimento de oxigênio ao recém nascido pode provocar hiperoxia ou hipoxia, levando por exemplo à cegueira.

Há casos de relato de queda de recém nascido (de baixo peso) de dentro da incubadora pelo não fechamento adequado das portinholas.

Incubadoras podem produzir barulho em excesso dentro da cúpula causando perda auditiva e até surdez nos neonatos. Batimento da portinhola, utilização de nebulizador, disparo de alarmes e batidas na cúpula são exemplos de excesso de barulho a que o recém nascido está submetido.

Incubadoras antigas ainda possuem termômetros de mercúrio, que ao quebrarem podem expor o recém nascido aos vapores de mercúrio.

Incubadoras antigas que não possuem alarme para sobre-temperatura, entre outros itens de segurança e devem ser substituídos por modelos mais seguros.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Sérios danos físicos e mortes de recém nascidos ocorrem causadas por incubadoras. Relatos incluem falhas de termostatos que causam superaquecimento da incubadora e hipertermia do recém nascido, mal-funcionamento ou erros de projeto que provocam incêndios e apresentam riscos de choque elétrico, além de desempenho aquém do esperado de unidades de transporte ou falhas de energia devidas à manutenção imprópria de bate-rias ou falhas de indicadores de bateria fraca.

Como as incubadoras são volumosas e móveis, rotineiramente estão sujeitas a manuseio grosseiro (especialmente as de transporte) que podem causar degradação no seu desempenho e na condição física. Inspeções periódicas podem revelar deficiências perigosas e que poderiam causar lesões nos pacientes (recém nascido).

A Manutenção Preventiva inclui:

- Limpeza do exterior e interior (de acordo com os procedimentos indicados pelo fabricante).
- Lubrificação do sistema de ventilação sempre que necessário.
- Calibração periódica e após manutenção corretiva.
- Substituição de filtros com a freqüência indicada pelo fabricante ou pelas normas adotadas na instituição de saúde.
- Substituição de bateria se necessário.

Podem ser realizados testes qualitativos e testes quantitativos, de acordo com procedimentos indicados pelo fabricante ou de acordo com procedimentos adotados pela equipe de manutenção da instituição de saúde.

Os testes qualitativos incluem verificação da integridade do chassi, do cabo de alimentação, das tomadas ("receptacles" em inglês, quando a unidade possuir pontos de alimentação para acessórios) do funcionamento das portinholas da cúpula, do funcionamento do diafragma da íris, das rodinhas e do breque do carrinho onde a incubadora é montada e, ou transportada. Tubos devem estar íntegros, sem rachaduras, dobraduras e sujeira acumulada; os orifícios de entrada de 02 devem estar limpos e livres, cabos de sensores e, ou eletrodos devem ser inspecionados para detectar falhas na cobertura de isolação e para verificar se estão bem conectados, filtros devem ser inspecionados localizar rupturas e substituição no caso de apresentarem sujeira acumulada. Botões e controles devem poder ser movimentados facilmente e dentro do limite apropriado (não devem permitir deslocamento com dificuldade nem sem limite). Níveis de fluidos devem ser inspecionados, assim como o estado de acessórios (colchão, termômetro, etc). O funcionamento de alarme luminoso, sonoro, indicador de painel e de bateria deve ser conferido.

Os Testes Quantitativos incluem medida da resistência de aterramento (< ou = 0,5Ω); da corrente de fuga (< ou = a 300μA); avaliação do controle de temperatura, funcionamento dos alarmes de temperatura da pele, do termostato de segurança, dos alarmes de temperatura do ar, funcionamento da fonte de alimentação portátil, no caso de incubadora de transporte.

Além do ohmímetro para medir resistência de aterramento, os equipamentos (quando) necessários para a realização dos testes são equipamentos genéricos de laboratório de eletrônica, tais como gerador de sinais e osciloscópio e cronômetro.

ÁRVORE DE DEFEITOS (TROUBLESHOOTING)

A árvore de defeitos constitui uma valiosa ajuda na identificação de defeitos para qualquer sistema. A seguir é apresentado um exemplo de árvore proposto para uma incubadora genérica.

SINTOMA	CAUSA	SOLUÇÃO
Falta de ventilação com aquecimento excessivo	1. Falta de circulação de ar 2. Alta temperatura da resistência causada por erro de posicionamento do sensor do paciente quando a porta de acesso está aberta	1. Verificar o conjunto motor e ventoinha ou se há obstrução no duto de entrada e saída do ar na bandeja da cúpula 2. Quando a porta de acesso frontal estiver aberta para assepsia ou cuidados manter o sensor do paciente dentro da incubadora ou posicionado no paciente
Baixa concentração de oxigênio	1. Portinhola de acesso ou mangaíris aberta 2. Bandeja mal-posicionada 3. Filtro de ar não-instalado	1. Fechar todos as portas 2. Posicionar a bandeja corretamente 3. Verificar se o filtro de ar está instalado corretamente
Alta concentração de oxigênio	Filtro de ar sujo	Trocar filtro de ar
Não aquece mesmo com indicação de aquecimento no painel	1. Resistência de aquecimento queimada 2. Tensão de alimentação 110 ou 220V abaixo da especificação +/- 10%	1. Chamar assistência técnica autorizada 2. Verificar a tensão elétrica na rede hospitalar
Painel com indicações erradas, aleatórias, apagadas e alarme soando indevidamente	Excesso de interferência eletromagnética (IEM)	Desligar a unidade e religá-la novamente. Se o problema e persistir, chamar a assistência técnica autorizada

BIBLIOGRAFIA

WEBSTER, J.G. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** v.3, John Wiley & Sons, 1988.

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation,** 3 ed. John Wiley & Sons, 1998.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 601 - 2 - 19:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de incubadoras para recém-nascidos (RN). ABNT. 1997.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 601 - 2 - 20:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de incubadoras de transporte para recém-nascidos (RN). ABNT. 1997.

Compton's Encyclopedia. Disponível em: http://www.optonline.com Acessado em: 15 jul. 2002.

KORONES, S. B. **High-risk newborn infants.** The basis for intensive nursing care. St. Louis: The C. V. Mosby Company. 1986.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Incubators, Infant, Mobile; Transport.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Warmers, Radiant, Infant, Mobile; Stationary.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

CAPÍTULO 12

INSTALAÇÕES DE GASES

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Os Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) necessitam de diversos insumos para viabilizar o funcionamento de seus equipamentos e serviços médicos. Como no caso da maioria das instituições, os insumos mais comuns são energia elétrica, água e esgoto, telefone, gás de cozinha, etc. No entanto, além destes, os EAS necessitam também de um fornecimento adequado de gases medicinais, de vácuo e de vapor d'água para suprir a demanda dos diversos equipamentos e setores.

Gases medicinais, vácuo e vapor d'água devem ser distribuídos a todos os pontos do EAS onde sejam necessários, resultando assim em uma extensa rede de tubulações, registros, válvulas e dispositivos de segurança, que têm por objetivo garantir o fornecimento daqueles insumos dentro das faixas de fluxo, pressão, temperatura e segurança requeridas, além de assegurar a manutenção das suas características químicas, para não prejudicar pacientes e, ou danificar equipamentos.

Os sistemas de distribuição destes insumos não são geralmente visíveis para os usuários, sendo que sua implantação no EAS é feita durante a construção do prédio. O abastecimento dos insumos ao sistema de distribuição assume formas bastante diferentes dependendo do tipo de insumo. Por exemplo: vapor d'água geralmente é produzido em uma única caldeira para todo o EAS, oxigênio pode ser comprado em tanques criogênicos (temperaturas inferiores a -150 ºC), e vácuo pode ser produzido em diversos pontos do estabelecimento por bombas locais. Em função disso, cada um destes insumos será abordado separadamente nesta aula.

Os serviços de manutenção preventiva e corretiva dos sistemas de gases medicinais, vácuo e vapor d'água são geralmente realizados por profissionais ligados às empresas fornecedoras dos insumos ou dos equipamentos e só ocasionalmente realizados por pessoal do próprio EAS, em função do nível de especialização necessário para estas tarefas. Estes serviços são, portanto, regidos pelos termos dos contratos estabelecidos junto às firmas e dependem parcialmente da política gerencial dos equipamentos do estabelecimento.

TIPOS DE GASES

Abaixo serão apresentados os principais gases medicinais presentes nos EAS, com suas características físico-químicas, principais usos e particularidades.

Argônio

Gás nobre e inerte (não reage quimicamente com outra substância, nem forma compostos). É utilizado principalmente em determinados tipos de equipamentos de eletrocirurgia (bisturis elétricos), mais exatamente nos coaguladores de argônio. O gás é insuflado sobre o campo cirúrgico criando uma atmosfera inerte que elimina os inconvenientes do oxigênio do ar (combustão das gorduras, faiscamento errático e dispersivo) garantindo uma coagulação mais rápida e homogênea. É também utilizado em equipamentos de Absorção Atômica.

Características físico-químicas principais:

- Nome comercial: Argônio (Ar);
- Peso molecular: 39,95;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -185,9ºC;
- Aparência e Odor: Gás incolor e inodoro à pressão e temperatura normais.

Em função do pequeno volume de argônio utilizado pelos EAS, não há necessidade de instalação dedicada (tubulações permanentes, linhas de distribuição, etc.). O argônio é comercializado comprimido em cilindros, que são acoplados ao equipamento de consumo diretamente, através de redutor de pressão e mangueira. Os cilindros são geralmente acondicionados ao lado ou dentro do equipamento principal.

Ar Medicinal

Sempre que um paciente realizar inalação de algum medicamento ou droga (ex: durante as anestesias), ou quando receber suporte respiratório (respiração com auxílio de ventilador pulmonar), será necessário um suprimento de ar comprimido para estes procedimentos. Além de satisfazer

os níveis de pressão requeridos pelos equipamentos, a instalação de ar comprimido deve distribuir ar puro, isento de poeira, poluentes e microorganismos.

O ar medicinal pode ser obtido de duas maneiras:

- O próprio ar atmosférico é filtrado e comprimido no EAS. Esta solução é bastante comum, mas sempre que possível deve ser evitada em função dos muitos problemas com a manutenção dos compressores e filtros e sua influência na qualidade do ar resultante (filtragem insuficiente, umidade excessiva na linha, presença de vapor de óleo proveniente do compressor);
- Através da mistura de oxigênio (O_2) com nitrogênio (N_2), na proporção de 21% de O_2 e 79% de N_2. Tem a vantagem de ser sempre seco, estéril e inerte. Esta mistura pode ser adquirida pronta, em cilindros de ar medicinal comprimido, ou realizada no EAS a partir da mistura proporcional dos dois gases fornecidos separadamente em tanques criogênicos. Os detalhes das instalações serão vistos adiante.

A escolha dentre cada uma destas soluções vai depender do volume de ar medicinal consumido pelo EAS e das previsões de expansão desse consumo, da disponibilidade de capital para investimentos iniciais elevados, dos custos de manutenção, da existência de instalações prévias de oxigênio ou de espaço físico para a instalação de tanques criogênicos, das características das linhas de distribuição do ar medicinal, etc.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: ar comprimido, ar medicinal, ar sintético, ar reconstituído;
- Peso molecular: 28,975;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -194,3ºC;
- Aparência e Odor: Gás incolor e inodoro à pressão e temperatura normais.

Em função do grande volume de ar medicinal consumido por quase todos

os EAS e do baixo custo deste insumo, é muito freqüente existir uma ampla rede de distribuição atingindo praticamente todas as áreas onde os pacientes são atendidos (ambulatórios, centro cirúrgico, UTI, berçário, enfermarias, áreas de recuperação pós-anestésica, pronto-atendimento, etc.).

Dióxido de Carbono Medicinal

Os usos hospitalares mais comuns do dióxido de carbono (CO_2) são:

- Insuflamento das cavidades abdominais durante procedimentos cirúrgicos (laparoscopia exploratória);
- Produção de atmosfera próxima da fisiológica (em mistura com oxigênio e nitrogênio), largamente utilizada em pesquisas clínicas, para a criação de atmosferas anaeróbicas e aeróbicas (crescimento de microrganismos);
- Misturado com nitrogênio ou nitrogênio e oxigênio, o dióxido de carbono é utilizado na calibração de aparelhos de gasometria sangüínea (análise de gases dissolvidos no sangue) e difusão pulmonar.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: dióxido de carbono, gás carbônico, anidrido carbônico;
- Peso molecular: 44,01;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -78,5ºC;
- Aparência e Odor: Gás incolor e inodoro à pressão e temperatura normais. Apresenta ligeira acidez no paladar.

Em função do pequeno volume de dióxido de carbono utilizado pelos EAS, não há necessidade de instalação dedicada (tubulações permanentes, linhas de distribuição, etc.). O dióxido de carbono é comercializado comprimido em cilindros, que são acoplados ao equipamento de consumo diretamente através de redutor de pressão e mangueira. Os cilindros são geralmente acondicionados ao lado ou dentro do equipamento principal.

Hélio

O hélio é um gás nobre, inerte, que possui baixa eletronegatividade e alto potencial de ionização. Conseqüentemente não forma ligação nas condições normais, existindo como um átomo simples. É geralmente comercializado no estado gasoso, comprimido em altas pressões, ou líquido a baixas temperaturas.

Sua aplicação principal em ambiente hospitalar é a refrigeração dos potentes eletroímãs dos aparelhos de imagem por Ressonância Magnética Nuclear (RMI, RMN). Os condutores destes eletroímãs tornam-se supercondutores quando resfriados e mantidos imersos em hélio líquido (-270ºC), possibilitando a produção de campos magnéticos de alta freqüência extremamente intensos (aproximadamente, 3 T).

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: hélio (He), hélio-4;
- Peso molecular: 4,0;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -268,9ºC;
- Aparência: Gás incolor, inodoro e insípido à pressão e temperatura normais.

Em função da sua aplicação principal, o hélio é fornecido líquido em tanques criogênicos portáteis para a carga periódica dos equipamentos de ressonância magnética. Este procedimento geralmente é realizado pela empresa responsável pelo contrato de manutenção do aparelho.

Misturas Medicinais

EAS que dispunham de laboratório de análises clínicas, laboratórios experimentais ou estejam associados a instituições de pesquisa podem necessitar de misturas de gases para aplicações medicinais específicas. As situações mais comuns são:

- Cultura Microbiológica: Cada tipo de microorganismo sobrevive em um meio ambiente bem determinado (temperatura, umidade e composição da atmosfera). Para criar estas condições existem misturas comerciais

(ditas anaeróbicas) com diversas proporções de dióxido de carbono, hidrogênio e nitrogênio;

- Misturas Carbogênicas: São compostos de dióxido de carbono, oxigênio nitrogênio em concentrações próprias para o tratamento de acidentes vasculares, cerebrais e isquêmicos. A função do dióxido de carbono é estimular a respiração, que por sua vez provoca um aumento da pressão arterial e a conseqüente dilatação dos vasos obstruídos, permitindo assim a melhor oxigenação do cérebro. As misturas carbogênicas são muito utilizadas em UTI e em centros cirúrgicos;
- Difusão Pulmonar: Nos procedimentos diagnósticos para avaliação da função pulmonar uma grande variedade de misturas gasosas e gases puros são necessários. O volume, a capacidade de difusão e outras funções dos pulmões são medidos tendo como variáveis o consumo dos gases, sua difusão no sangue e eliminação pela expiração. Esta avaliação envolve o uso de instrumentos equipados com sensores de condutividade térmica e de concentração para gases específicos, por infravermelho. As misturas mais utilizadas para diagnóstico contêm monóxido de carbono (CO), que mede a capacidade de difusão e Hélio, para medir o volume dos pulmões. As misturas para difusão pulmonar são utilizadas tanto nestes procedimentos diagnósticos quanto na calibração dos instrumentos. Neste caso as composições variam de acordo com o tipo de sensor utilizado;
- Análise Sangüínea: Os equipamentos para gasometria sangüínea (concentração de gases dissolvidos no sangue) medem parâmetros importantes para avaliação fisiológica do paciente (principalmente das funções pulmonar e renal). A avaliação da função pulmonar é obtida pelas pressões parciais de oxigênio (pO_2) e dióxido de carbono (pCO_2) no sangue. As misturas utilizadas em gasometria têm a função de calibrar estes equipamentos e são chamadas comumente de "gás alto" e "gás baixo". O gás alto é composto de concentrações variadas de nitrogênio e dióxido de carbono e calibra o limite superior da pCO_2 o limite inferior da pO_2. O gás baixo, composto de oxigênio, nitrogênio dióxido de carbono, é utilizado para calibrar o limite inferior da pCO_2

e o limite superior da pO_2;

- Misturas para Laser: A aplicação do Laser terapêutico na medicina pode ser para uso clínico (baixa potência) ou uso cirúrgico (alta potência). O Laser clínico (mistura de Hélio e Neônio) tem função analgésica, antiinflamatória, cicatrizante e acelera a regeneração do tecido pela ativação da micro-circulação. Os Lasers cirúrgicos (CO_2, Nd-Yag e Ar) realizam corte, coagulação e absorção de água nos tecidos. A presença dos gases nos equipamentos Laser não significa que seu acesso seja feito pelo usuário. A reposição destes gases é sempre feita por pessoal especializado, geralmente através de contratos de manutenção com o EAS.

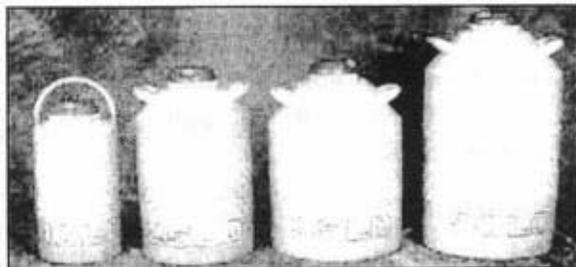
Nitrogênio Medicinal

O nitrogênio é um gás inerte, constituinte de 79% da atmosfera terrestre. Participa de diversas misturas, podendo ser inalado sem outras conseqüências que a de deslocar os outros gases (em particular o oxigênio), podendo então, em altas concentrações, tornar-se asfixiante. É geralmente comercializado no estado gasoso, comprimido em altas pressões, ou líquido a baixas temperaturas.

Suas aplicações em ambiente hospitalar dependem do estado (líquido ou gasoso). O nitrogênio líquido (de -210ºC a –196ºC) é largamente utilizado nos processos de congelamento de sangue e derivados, esperma, medula óssea e órgãos para transplante. É útil nas técnicas cirúrgicas denominadas criocirurgias. Na forma gasosa é utilizado como agente mecânico para impulsionar equipamentos medicinais pneumáticos. Sendo praticamente inerte, não deteriora ou oxida qualquer mecanismo.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: nitrogênio (N_2), azoto;
- Peso molecular: 28,01;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -195,8ºC;
- Aparência: gás e líquido incolor e inodoro.

Como a aplicação principal é a participação nos procedimentos criogênicos, o nitrogênio é fornecido líquido em tanques criogênicos portáteis.

Óxido Nítrico

Até há cerca de uma década, o Óxido Nítrico (NO) era considerado um gás tóxico e nocivo ao meio ambiente, equiparado aos piores poluentes atmosféricos. Sua alta reatividade ao oxigênio e à água (possui um elétron livre – "radical livre") possibilita sua conversão rápida em nitratos e nitritos.

Estudos recentes vêm demonstrando que o óxido nítrico é produzido por várias células do organismo e considerado essencial em certos mecanismos orgânicos. Nos vasos sangüíneos, descobriu-se que as células endoteliais produzem NO continuamente, fenômeno este que promove o relaxamento da musculatura lisa adjacente, o que se traduz por uma vasodilatação, permitindo a regulagem da pressão arterial e da resistência vascular sistêmica e pulmonar.

O Óxido Nítrico é um gás que, quando inalado sob determinadas condições clínicas, apresenta a característica de ser um potente vasodilatador pulmonar e de não afetar a resistência vascular sistêmica; portanto é excelente para o controle da hipertensão vascular pulmonar.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: óxido nítrico, óxido de nitrogênio, monóxido de nitrogênio, monóxido de mononitrogênio;
- Peso molecular: 30,08;

- Ponto de ebulição (760 mmHg): -151,7 °C;
- Aparência: gás incolor à pressão e temperatura normais; odor levemente irritante. Pode se tornar marrom-avermelhado em contato com o ar devido à formação de tetróxido de nitrogênio. Reage com água para formar ácido nítrico.

O óxido nítrico é fornecido em cilindros de alumínio inertizado em nitrogênio, na concentração básica de 500 ppm (partes por milhão) ou de acordo com o pedido e aplicação.

Óxido Nitroso Medicinal

Há cerca de 150 anos foi descoberta a característica anestésica do óxido nitroso (N_2O). É utilizado desde então pelo grande número de características desejáveis, como baixa solubilidade, limitada depressão cárdio-respiratória e toxicidade mínima ou ausente. Além disso, não é inflamável e potencializa o efeito de outras drogas anestésicas. Em anestesia geral, a adição de óxido nitroso ao oxigênio inalado permite uma redução da quantidade do agente anestésico mais caro, obtendo-se o mesmo efeito. Sua eficácia e segurança representam economia e qualidade nos procedimentos de anestesia.

As propriedades físicas do óxido nitroso possibilitam sua distribuição aos pontos de utilização (geralmente centro cirúrgico) através de rede com tubos embutidos, como o oxigênio ou o ar comprimido. O óxido nitroso é sempre usado na forma gasosa e normalmente manuseado na forma líquida em cilindros de alta pressão ou tanques criogênicos, porém vaporiza facilmente a baixas pressões.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: óxido nitroso, monóxido de dinitrogênio, monóxido de nitrogênio, protóxido de azoto, anidrido ácido hiponitroso, gás hilariante;
- Peso molecular: 44,02;

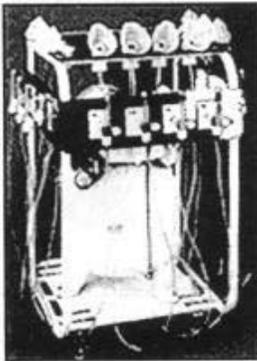
– Ponto de ebulição (760 mmHg): -88,5 °C;

– Aparência: gás incolor a temperatura e pressão normais; odor levemente adocicado.

O óxido nitroso é comercializado comprimido em cilindros metálicos, que são alojados no exterior do hospital e se comunicam com a rede de distribuição através de redutores de pressão, registros e mangueiras.

Oxigênio Medicinal

Tal como o ar comprimido medicinal, o oxigênio (0_2) é o gás mais comumente encontrado nos EAS. É altamente oxidante, é fundamental para a presença da vida aeróbica e constitui um importante insumo terapêutico.

A oxigenoterapia tem aplicação profilática (preventiva) e curativa, é indicada nos casos hipoxemia (baixa concentração de oxigênio) de qualquer origem, como por exemplo, no tratamento de doenças pulmonares obstrutivas (asma, bronquite, etc.), pneumonias, infartos do miocárdio e embolias pulmonares. Sua aplicação é imprescindível nos casos de ressuscitação cardio-respiratória, na terapia intensiva, e em anestesia. O oxigênio também é utilizado para administrar medicamentos através de nebulização ou inalação, além de ser vital na terapia hiperbárica (paciente submetido a uma atmosfera sob alta pressão).

O oxigênio é obtido por destilação fracionadado ar e se apresenta no estado gasoso à temperatura ambiente. É fornecido normalmente em cilindros de aço, sob alta pressão (até 200 kg/cm^2). Pode ser também fornecido no estado líquido, a baixas temperaturas (-200 °C) nos casos de maior consumo, a fim de simplificar o transporte. Em situações especiais pode ser distribuído através de tubulações, ligando o fabricante ao centro consumidor.

Características físico-químicas principais:

– Nome comercial: oxigênio;

– Peso molecular: 31,99;

– Ponto de ebulição (760 mmHg): -182,96 °C;

– Aparência: gás incolor e inodoro a temperatura e pressão normais, líquido apresenta coloração azulada.

Em função de um consumo elevado, o EAS pode implantar uma usina geradora de oxigênio para baratear o custo, com a produção local do gás. É importante considerar não somente o consumo atual e projetado para as mesmas finalidades, mas também outras aplicações podem se tornar interessantes após a implantação da usina de oxigênio, como processamento de esgoto para reaproveitamento das águas servidas, lavanderia, combustão em caldeiras, etc.

Xenônio

Gás nobre e inerte (não reage quimicamente com outra substância, nem forma compostos). Em função de seu número atômico alto, é utilizado (através de inalação pelo paciente), como agente de contraste em tomografias, pois é suficientemente opaco aos raios-X para ser detectado no corpo humano. É utilizado também como agente anestésico nos procedimentos de anestesia inalatória ou como agente insuflador em cirurgias oftalmológicas de descolamento de retina e humor vítreo.

Características físico-químicas principais:

– Nome comercial: xenônio (Xe);

– Peso molecular: 131,30;

– Ponto de ebulição (760 mmHg): -108,1 °C;

– Aparência: gás incolor e inodoro a temperatura e pressão normais.

Em função do pequeno volume de xenônio utilizado pelos EAS, não há necessidade de instalação dedicada (tubulações permanentes, linhas de

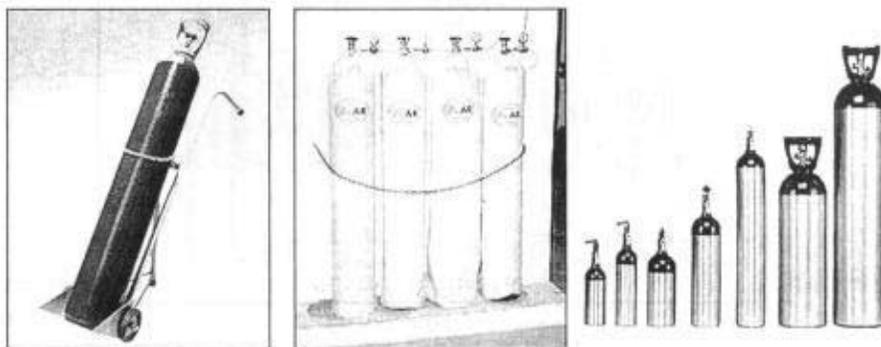
distribuição, etc.). O xenônio é comercializado comprimido em cilindros, que são acoplados ao equipamento de consumo diretamente, através de redutor de pressão e mangueira. Os cilindros são geralmente acondicionados ao lado ou dentro do equipamento principal.

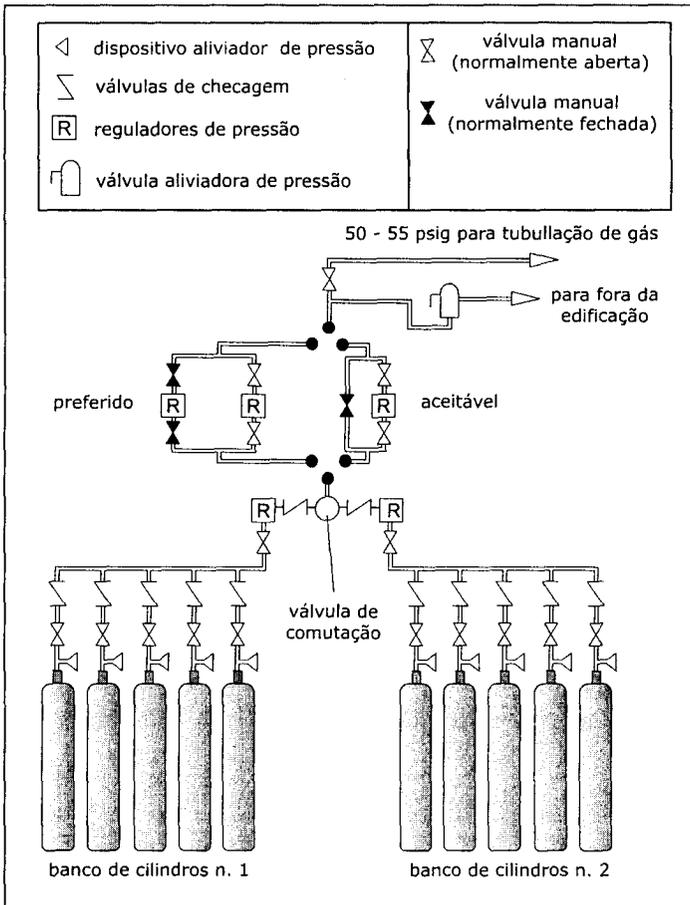
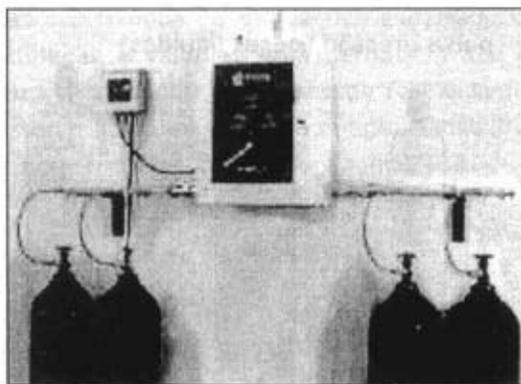
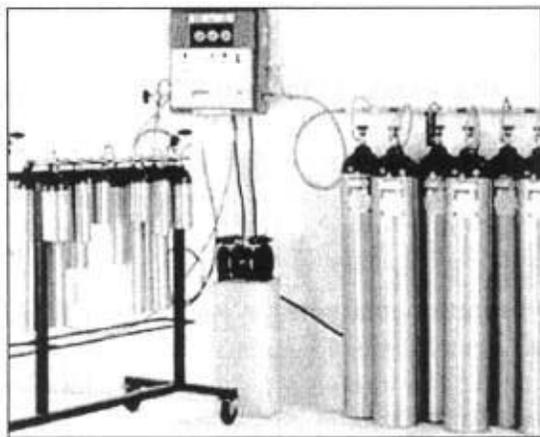
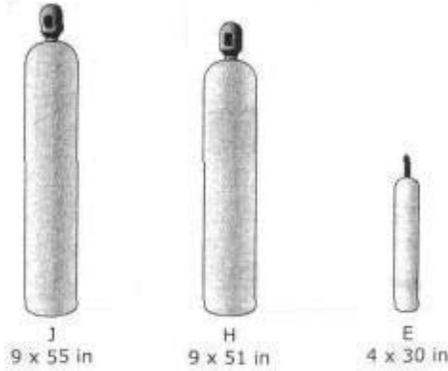
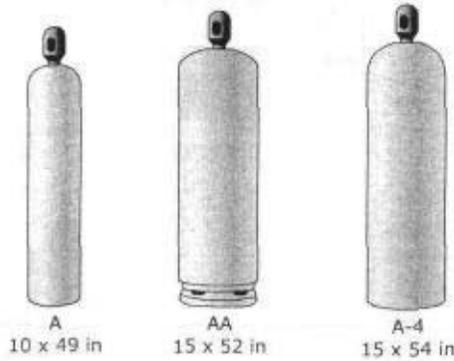
FORNECIMENTO E DISTRIBUIÇÃO

Cilindros de gases medicinais (torpedos) são geralmente empregados nos EAS para serem utilizados em aplicações que não necessitam grandes volumes de gás, ou como reserva de emergência. Esses cilindros podem conter gases comprimidos sob alta pressão (acima de 1000 psi) ou gases liquefeitos sob pressão mais baixa (900 psi), sempre à temperatura ambiente.

A maneira mais simples e econômica de suprir grandes volumes de gases medicinais para EAS é através do uso de tanques criogênicos ou usinas concentradoras de gases, como será visto a seguir.

Cilindros de gases (torpedos)

Os gases podem ser transportados em cilindros metálicos (aço ou alumínio), que podem conter tanto gases comprimidos como liquefeitos.

Os cilindros são geralmente conectados ao sistema de gases e vácuo medicinal (SGVM) através de tubulações. Essas instalações podem ser compostas por diversos cilindros para prover o suprimento necessário de

gás a um ou mais reguladores, que reduzem a pressão do gás para a pressão da rede de alimentação.

Um cilindro de gás liquefeito (por exemplo, CO_2) contém de duas a três vezes mais gás que um cilindro de volume similar contendo gás a alta pressão (por exemplo, O_2). Como mostrado na figura 2, um cilindro "H" de oxigênio, que contém 7,986 *l* sob condições atmosféricas de temperatura e pressão, é similar em tamanho a um cilindro "A" de CO_2 que contém 16,086 *l*, às mesmas condições.

Embora o valor da pressão seja um indicador da quantidade de gás nos cilindros de gases pressurizados, esta não indica de forma direta a quantidade de gás liquefeito remanescente em cilindros de gases liquefeitos. Neste tipo de cilindro, a pressão se mantém relativamente constante até que todo o gás seja evaporado, caindo então rapidamente quando o gás remanescente é utilizado. As únicas medidas confiáveis da quantidade

remanescente de gás são obtidas através da pesagem do cilindro ou do sensoriamento direto do nível de líquido (usando ultra-som, por exemplo).

Os cilindros usados para gases liquefeitos podem armazenar tanto gás quanto líquido. Quando utilizados para o armazenamento de líquidos, possuem um tubo sifonado e sua parte superior (pescoço) pintado na cor prata. O tubo sifonado libera a saída de líquido da parte inferior do cilindro.

Tanques Criogênicos

Um único tanque criogênico pode armazenar dezenas ou milhares de litros de gás (por exemplo, 0_2 ou N_2) que é liquefeito pela baixa temperatura (ponto de ebulição inferior a -150 °C) e pela pressão adequada (150 psi). Um líquido criogênico quando evaporado produz um volume de gás 700 a 900 vezes maior que no estado líquido.

Os menores tanques criogênicos podem ser transportados por carrinhos de mão; os maiores são fixados em fundações especiais. Cada tanque tem um sistema de tubulação e válvulas para permitir o seu enchimento com gás liquefeito, controlar e manter a pressão de forma segura e distribuir o gás no EAS. Um sistema típico de armazenamento e distribuição de oxigênio utilizando tanques criogênicos é mostrado na figura 3.

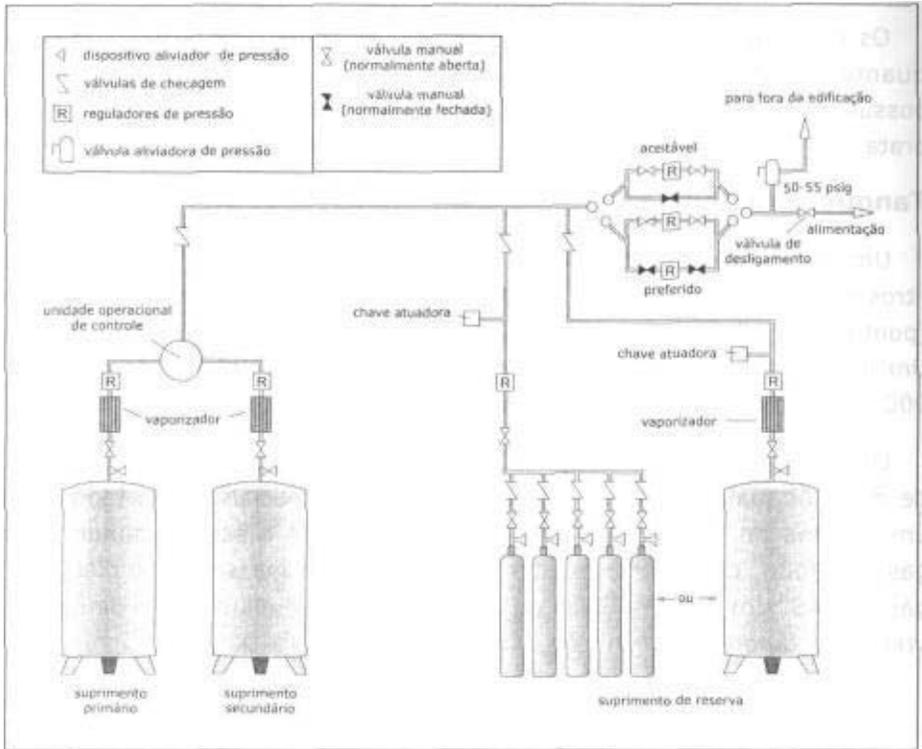



Figura 3: sistema de tanque criogênico (modificado da NFPA 99)

Oxigênio líquido, quando vaza ou espirra, pode gerar fogo ou grandes explosões. Tanques e cilindros de oxigênio devem, portanto, ser mantidos afastados de certas edificações e materiais. Similarmente, sistemas criogênicos requerem boa ventilação para funcionamento adequado. A maioria das instalações criogênicas utiliza vaporizadores para aquecer o líquido, o que promove a sua mudança para o estado gasoso. Quando localizados em locais com má ventilação, observa-se a formação de gelo nos vaporizadores. O gelo em excesso impede que a troca de calor ocorra, o que pode permitir que gases liquefeitos ou sob uma temperatura muito

baixa entrem na rede de distribuição do EAS, danificando válvulas, alarmes, equipamentos e em alguns casos causando ferimentos em pacientes.

Algumas instalações utilizam pré-aquecedores que possuem trocadores de calor especiais (por exemplo, transferem calor da água aquecida para o gás liquefeito) para aquecer o líquido antes que este entre no vaporizador. Quando há espaço suficiente, pode-se fazer o uso de dois vaporizadores com um comutador automático de fluxo entre eles, para permitir que o fluxo do líquido seja dirigido ao vaporizador que não estiver congelado.

Usina Concentradora de Oxigênio

A composição natural do ar atmosférico é de cerca de 78% de nitrogênio, 21% de oxigênio e 1% de outros gases. Concentradores de oxigênio produzem uma mistura gasosa rica em oxigênio (até 98%), retirando o nitrogênio do ar ambiente através do processo PSA (*Pressure Swing Adsorption* - adsorção com alternância de pressão).

Este tipo de concentrador de oxigênio incorpora uma "peneira molecular" que opera em um ciclo subdividido em duas partes: uma fase de alta pressão de influxo, seguida por uma fase de exaustão e despressurização. Estes equipamentos possuem dois cilindros contendo Zeolita (silicato sintético de alumínio – "peneira molecular"), que atrai (adsorve) o nitrogênio do ar a alta pressão e o libera a baixa pressão.

O ar ambiente atravessa filtros que removem poeira, bactérias e outras partículas. Na primeira fase do processo de concentração, um compressor força a entrada de ar para dentro de um dos cilindros contendo zeolita, que atrai (retém) o nitrogênio, permitindo que o oxigênio atravesse. Antes que a "peneira molecular" fique saturada com o nitrogênio, o ar de entrada é desviado para o segundo cilindro, para a manutenção do processo.

No primeiro cilindro, a zeolita é regenerada pela liberação do nitrogênio para a atmosfera (ou concentrado) através da despressurização, seguida de purga com oxigênio. No segundo passo, a função dos cilindros é revertida por um certo período e esse processo se repete, provendo um fluxo contínuo de oxigênio para a rede de distribuição (figura 5).

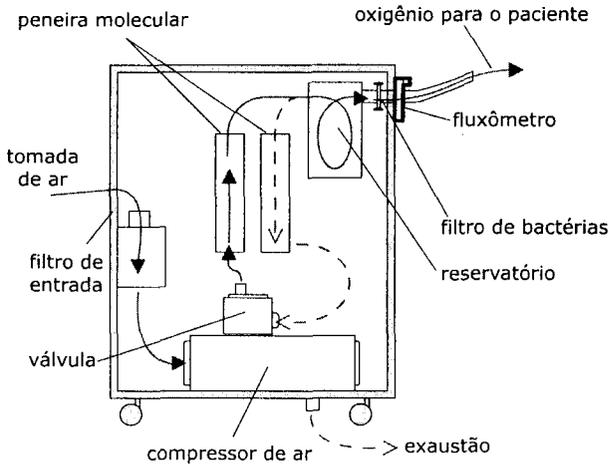



Figura 5: "peneira molecular" do concentrador, mostrando o fluxo do ar de entrada e saída de oxigênio.

A "peneira molecular" de zeolita é completamente regenerativa, e sob condições normais de operação terá uma vida útil muito longa (acima de 10 anos). São comercializados no Brasil concentradores de oxigênio para diversos volumes de produção (de 0,5 m^3/h a 105 m^3/h).

Na produção de oxigênio por este processo, a concentração final varia inversamente com o fluxo do gás pelo cilindro: quanto menor o fluxo, maior é a concentração de oxigênio no gás final. Dependendo do equipamento, o operador pode ajustar o fluxo (l/min) até a concentração de oxigênio final chegar a 98%.

A concentração de oxigênio na saída deve ser monitorada para indicar se a mistura produzida está dentro das especificações de gás medicinal. A maioria dos fabricantes oferece um monitor que realiza esta medida (figura 6). Muitos concentradores possuem sistemas de alarme que soam quando há falta de energia, filtros sujos, flutuações de pressão e outras falhas do sistema. Possuem também um horímetro que indica por quantas horas o equipamento já operou.

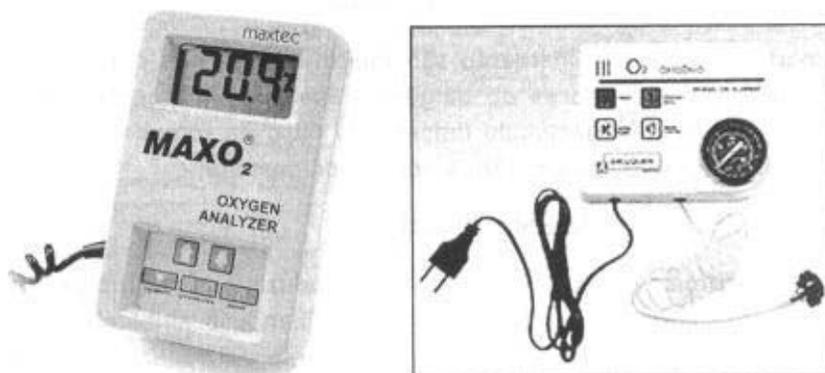



Figura 6: monitores da concentração de oxigênio, com alarme.

Figura 7: esquema geral de uma usina de oxigênio.

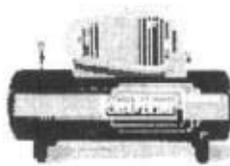
Os problemas de funcionamento mais freqüentes nos concentradores de oxigênio estão relacionados a itens de manutenção preventiva: filtros saturados, válvulas com operação inadequada, sistema de secagem do ar

insuficiente (a zeolita é muito higroscópica, absorvendo a umidade ambiente e com isso diminuindo a adsorção do nitrogênio).

Suporte técnico e treinamento são muito importantes para a operação segura dos concentradores de oxigênio. Esses equipamentos requerem manutenção periódica, incluindo limpeza do filtro da tomada de ar e troca da água do desumidificador várias vezes por semana.

Rede de Ar Comprimido Medicinal

O ar comprimido medicinal geralmente é produzido no próprio EAS através da captação e compressão do ar ambiente. Quando o ambiente é poluído, filtros especiais, escovas químicas ou conversores podem ser utilizados para remover o monóxido de carbono e outros contaminantes. Uma alternativa para ambientes poluídos ou onde compressores não puderem ser utilizados, é a produção de ar comprimido medicinal através da mistura de nitrogênio e oxigênio oriundos de tanques criogênicos.

Os compressores de ar próprios para redes de ar medicinal devem possuir sensor de umidade do ar comprimido e não possuírem partes móveis lubrificadas por óleo ou graxa. Rolamentos, vedantes e filtros devem ser periodicamente substituídos.

Como mostrado na figura 8, o sistema básico de compressão consiste em filtros na tomada de ar, compressores, resfriadores (quando necessário), tanques receptores, secadores (também conhecido como desumidificadores), filtros de linha e reguladores. Esses componentes estão conectados por um sistema de tubos que permite o isolamento individual de cada componente, permitindo alívio de pressão em pontos críticos.

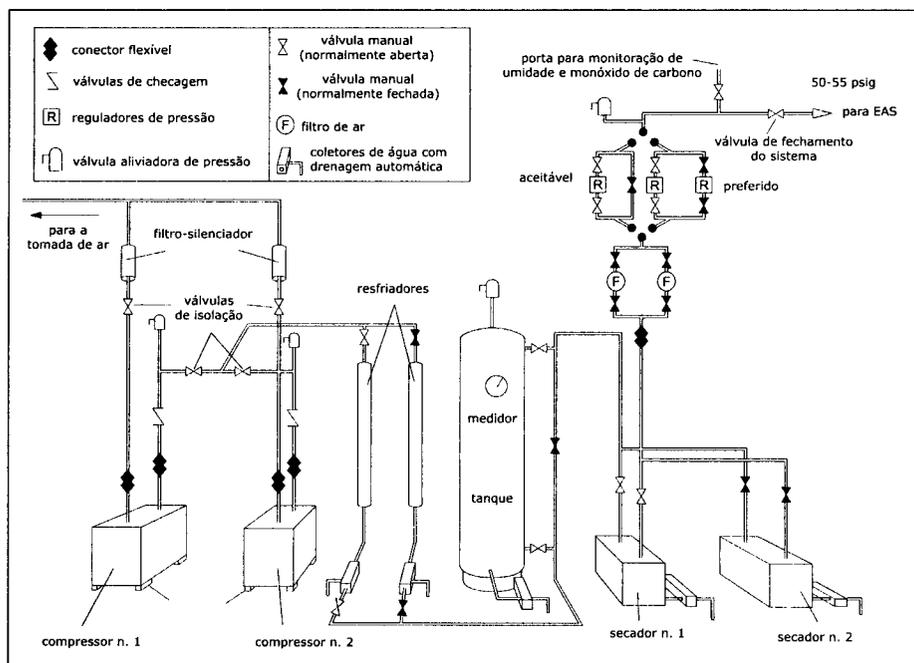



Figura 8: Sistema de compressor para ar medicinal (modificado da NFPA 99).

Cada compressor deve ser capaz de suprir, individualmente, a demanda total. Se um compressor falhar, o outro deve ser ativado automaticamente. À medida que a pressão do tanque cai devido ao uso ou falha, um dos compressores é ativado. Se a pressão continuar a cair, o outro compressor é ativado. Permitir que os compressores operem de forma alternada ajuda a evitar o surgimento de falhas.

A qualidade do ar captado no ambiente determina a quantidade de contaminantes no ar comprimido produzido e no desempenho geral do sistema. A localização de incineradores, construções, estradas e outras fontes poluidoras afetam diretamente a qualidade do ar ambiente e

conseqüentemente a qualidade do ar comprimido. Sendo assim, a tomada de ar dos compressores de ar medicinal deve estar posicionada em local livre de sujeira, pó, fuligem ou exaustores. Deve ser periodicamente inspecionada e os filtros de entrada devem ser freqüentemente trocados. Testes da qualidade do ar devem ser realizados periodicamente.

VÁCUO

Vácuo é produzido utilizando-se sistemas semelhantes aos sistemas de ar comprimido medicinal, porém mais simples. Embora algumas bombas de vácuo sejam idênticas aos compressores de ar, trabalham de forma inversa, retirando o ar do interior das tubulações e o descartando na atmosfera. Bombas lubrificadas a óleo podem ser utilizadas, desde que haja a garantia de não serem danificadas por gases anestésicos que podem entrar no sistema.

O sistema de vácuo é composto por: tanque receptor e dreno automático, bombas duplas, e linha de exaustão. O tanque receptor funciona como um "reservatório de vácuo", a fim de evitar variações na pressão negativa e como coletor de impurezas. Os resíduos devem ser drenados periodicamente para o esgoto, de forma que o fornecimento de vácuo não seja interrompido.

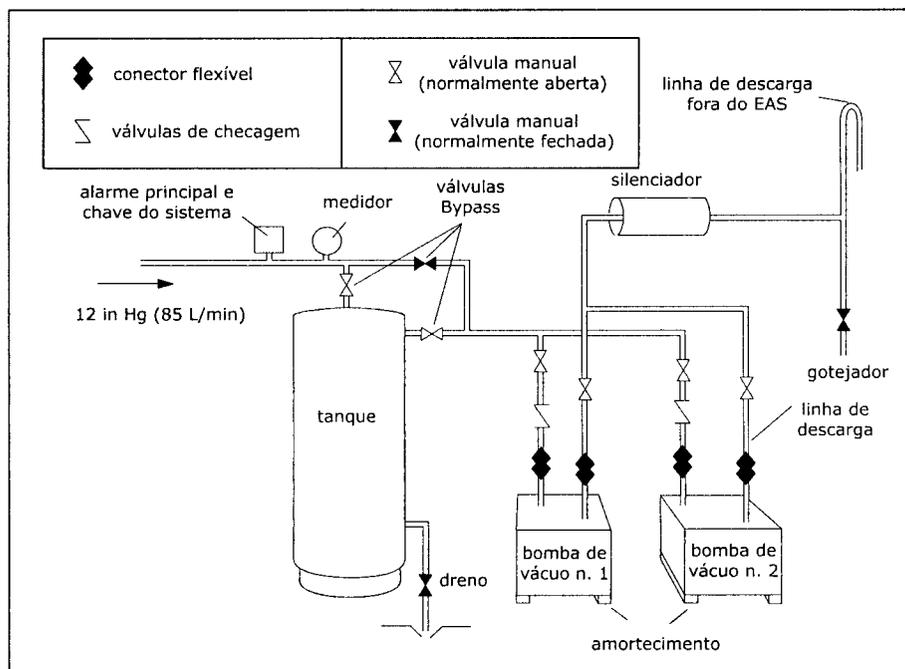



Figura 9: Sistema de vácuo típico (modificado da NFPA 99).

Ocasionalmente pode ocorrer a entrada acidental de líquido no sistema de vácuo. Isso não deve afetar a operação do sistema, mas eventualmente restringirá o fluxo uma vez que a tubulação pode entupir. Para minimizar essa ocorrência, caixas de sucção, que são acopladas à entrada do vácuo, são utilizadas para captar e reter materiais não gasosos. Para evitar interrupção do procedimento para troca de caixas de sucção cheias, devem-se utilizar caixas com volume adequado ou caixas múltiplas. Inspeções periódicas das entradas de vácuo garantem o funcionamento adequado do sistema durante procedimentos cirúrgicos e outros procedimentos críticos.

Alguns EAS's utilizam o sistema de vácuo para aspirar fumaças produzidas

por unidades eletrocirúrgicas ou lasers cirúrgicos, isso não deve ser feito Somente evacuadores de fumaça devem ser utilizados para este fim. Um sistema de vácuo típico não possui fluxo suficiente para capturar toda a fumaça. As partículas de hidrocarbonetos e água presentes na fumaça, se capturados pelo sistema de vácuo, podem condensar no interior da tubulação e causar a redução do fluxo com o tempo. Depósitos de fuligem são mais difíceis de serem removidos do que outras sujidades.

TUBULAÇÃO E CONECTORES

Gases medicinais e vácuo são transportados até ao usuário por um sistema de tubos que inclui válvulas, alarmes, monitores de pressão e conectores, conforme mostrado abaixo.

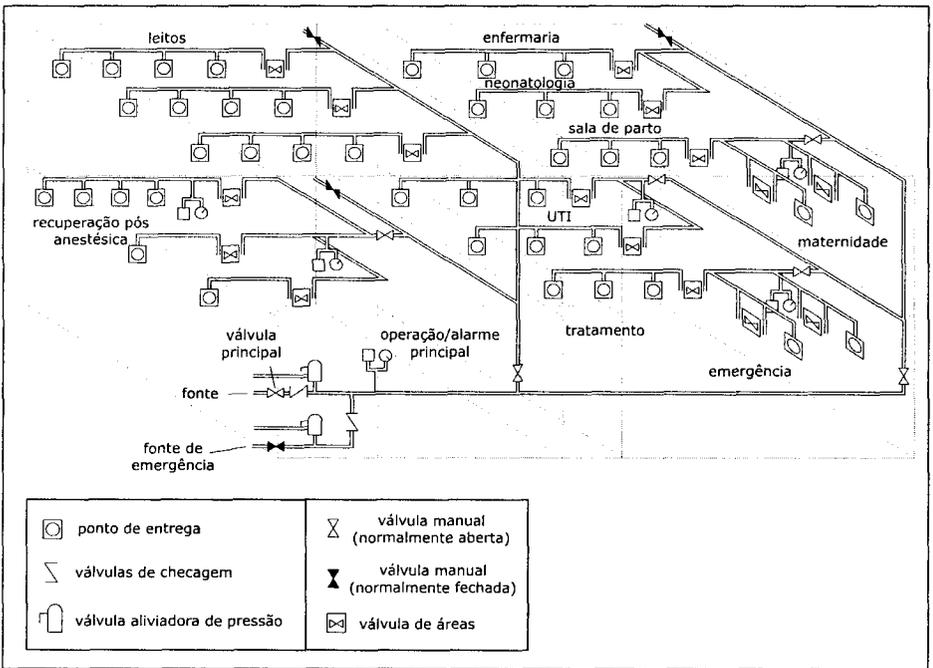
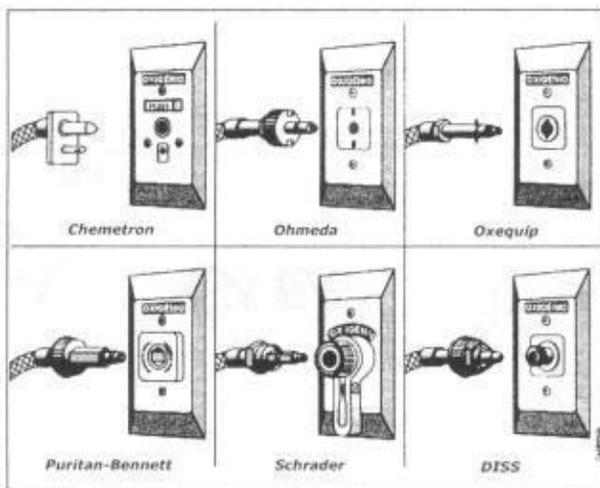



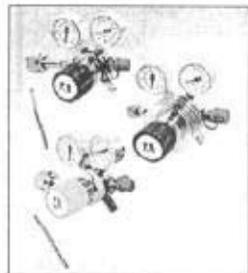
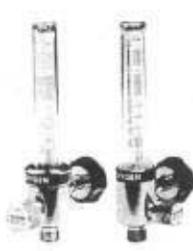
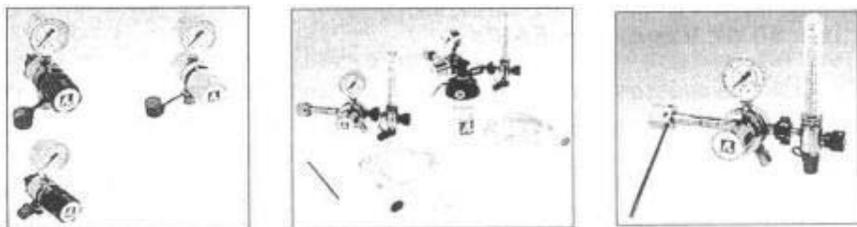
Figura 10: Configuração típica de tubulação de gases (Modificado da NFPA 99).

Cada secção da tubulação e as conexões utilizadas devem ser escrupulosamente limpas, principalmente para o transporte de oxigênio, onde óleo, graxa e sujeira podem produzir fogo ou danos aos pacientes. Se a tubulação ficar contaminada, não deve ser utilizada a menos que a contaminação se restrinja às proximidades das conexões. Os tubos devem possuir boa resistência a desgastes mecânicos e químicos. Tubos de cobre tipo K ou L devem ser utilizados devido a sua resistência a esforços mecânicos e à corrosão.

Válvulas especiais são requeridas na tubulação, por exemplo, válvulas para alívio de pressão liberam de forma segura o excesso de pressão causada por aumento de temperatura, falha do regulador ou outra falha, para o exterior. Válvulas especiais impedem que haja refluxo de gás durante situações de acidentes.

O ideal é que o EAS padronize os conectores de saída do sistema de gases medicinais e os conectores de entrada do sistema de gases. Isso permite que haja mobilidade dos equipamentos e evita que ocorram conexões erradas. No entanto, existem seis tipos de conectores: *Chemetron, Ohmeda, Oxequip, Puritan-Bennett e Schrader,* que permitem conexão rápida, e o *Diameter Index Safety System* (DISS), que é um conector tipo rosca, conforme a figura abaixo.

Muitos fabricantes produzem vários tipos de conectores de saída. O conector rápido permite que a conexão ou desconexão seja feita com apenas uma das mãos. A NFPA 99 requer conectores DISS para todas as instalações com pressão operacional maior que 80 psi (por exemplo, nitrogênio). Os conectores devem possuir indicação clara do tipo de gás que fornece a fim de prevenir conexões indevidas. As indicações devem obedecer ao código de cores para gases medicinais e vácuo (tabela abaixo).

Código de Cores para Sistemas de Gases Medicinais e Vácuo		
GÁS	**EUA (Brasil)**	**Internacional**
Oxigênio	Verde	Branco
Nitrogênio	Preto	Preto
Óxido Nitroso	Azul	Azul
Vácuo	Branco	Amarelo
Dióxido de Carbono	Cinza	Cinza
Hélio	Marrom	Marrom
Ar Medicinal	Amarelo	Preto e Branco
Oxigênio e Dióxido de Carbono	Verde e Cinza	Branco e Cinza
Oxigênio e Hélio	Verde e Marrom	Branco e Marrom

Muitas vezes as saídas são conectadas diretamente a válvulas e fluxômetros, para garantir níveis apropriados de fluxo e pressão dos gases. Os formatos variam de acordo com os fabricantes, sendo os mais comuns apresentados abaixo.

Todos os pontos presentes no sistema devem prover pressões e fluxos de acordo com a tabela abaixo. Muitos equipamentos de suporte à vida são projetados para operar com gases sob fluxo e pressão bem determinados. Se não forem alimentados de forma correta, seu funcionamento fica comprometido, colocando o paciente em risco.

Fluxo e Pressão Requeridos para Sistemas de Gases Medicinais e Vácuo (NFPA 99 – 1993)		
Gás	Pressão (estática)*	Fluxo (?/min)
Oxigênio	50 a 55 psig	≥100
Ar Medicinal	50 a 55 psig	≥100
Nitrogênio	160 psig	≥142
Vácuo	-5,8 psig	≥85
Óxido Nitroso	50 a 55 psig	≥100
Dióxido de Carbono	50 a 55 psig	≥100
*psig: (pounds/squareinch gauge unidade de medida de pressão referenciada na atmosfera (0 psig = 1 atm).		
**Sistemas de vácuo devem ser capaz de manter a pressão adequada no ponto mais distante da fonte. Além disso, o sistema deve prover fluxo adequado a qualquer ponto enquanto mantém vácuo a pressão adequada em um ponto adjacente.		

VAPOR

Utilização de Vapor nos EAS's

Diversos processos nos EAS necessitam energia térmica (calor) para serem realizados. Este calor pode ser produzido localmente através da queima de combustíveis (como é o caso do fogão de cozinha), através do aquecimento de uma resistência elétrica pela passagem de corrente (chuveiro ou forno elétrico), ou aquecimento de água em captores solares. Cada sistema apresenta interesse em determinadas condições de operação. Uma das formas mais econômicas e práticas de geração e transporte de calor é através do vapor d'água (ou simplesmente vapor) em caldeiras centralizadas, e transporte desse vapor em tubulações de alta pressão até os locais de consumo da energia.

A água utilizada na geração do vapor é um insumo barato e abundante, e uma vez utilizado, o vapor condensado retorna à caldeira para ser reaquecido, de modo que a água é recuperada em grande parte. A produção de vapor em uma caldeira central otimiza as trocas térmicas e minimiza as perdas, sendo a opção mais econômica em termos de combustível. Um problema da instalação de vapor é a necessidade de tubulação de ida e volta, que devem ser isoladas do meio ambiente para que as perdas térmicas sejam mínimas. Isso representa um custo de instalação considerável.

Em um EAS, o calor é utilizado principalmente nos seguintes processos:

- Lavagem de roupas (lavanderia);
- Cozimento de alimentos (cozinha);
- Esterilização de materiais e tecidos (autoclaves);
- Aquecimento de água para higiene (banheiros, lavagem de ambiente);
- Aquecimento ambiental (essencial em países de clima temperado ou frio).

A lavanderia é a principal consumidora de vapor no hospital (3 a 3,5 kg de vapor por quilo de roupa lavada). Os equipamentos de maior consumo são as máquinas de lavar e as calandras (secagem e passagem de tecidos).

Esta é uma constatação importante no momento do hospital decidir por implantar uma lavanderia própria (ou optar por terceirizar este serviço).

Nas cozinhas, o vapor é utilizado nas lavadoras de louça e complementarmente ao fogão a gás, nas grandes panelas (para arroz e feijão, por exemplo) que são alimentadas diretamente por vapor.

A esterilização de materiais é uma função de grande responsabilidade nos EAS, e diversas técnicas são utilizadas para isso. Um dos equipamentos mais utilizados pela simplicidade e eficiência é a autoclave a vapor. As centrais de esterilização são as segundas maiores consumidoras de vapor dos EAS.

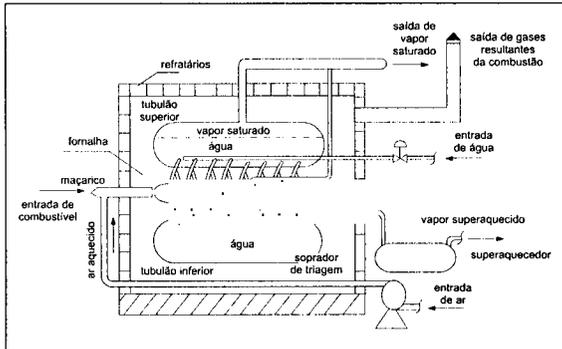
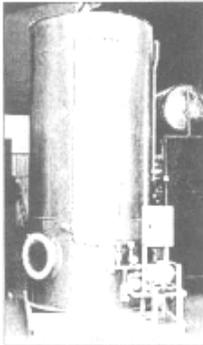
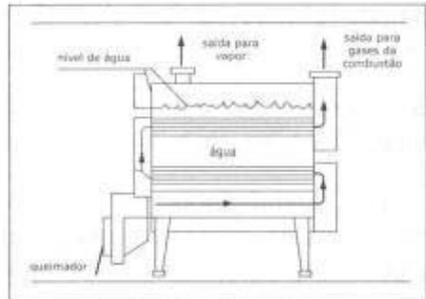
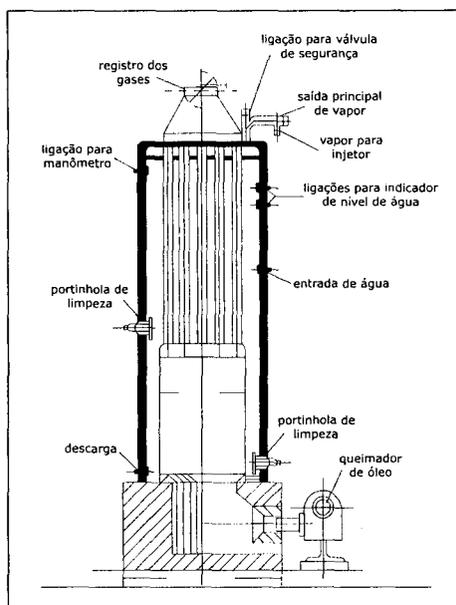
Geração de Vapor

O vapor é produzido em caldeiras, que são equipamentos constituídos de duas câmaras: uma onde a água fria circula e é aquecida, e outra onde circulam os gases aquecidos pela queima dos combustíveis. No caso das caldeiras elétricas apenas a câmara da água é necessária. Em ambos os casos, quanto maior for a área de contato entre a água e a fonte de calor, maior será o rendimento.

Os combustíveis mais freqüentemente utilizados são: gás natural, GLP (gás liquefeito de petróleo), óleo diesel, óleo combustível BPF (baixo ponto de fulgor) e carvão (mineral ou vegetal). A opção por cada uma destas alternativas deve levar em consideração custo direto do insumo, facilidade de transporte, espaço e riscos de armazenagem, rendimento energético, poder calorífico, (quantidade de calor que ele é capaz de transmitir durante a sua combustão), produção de poluentes (necessidade de filtros), custos de manutenção do equipamento, facilidade de operação, compatibilidade com os equipamentos já existentes, etc.

As caldeiras a combustão podem ser construídas segundo duas tecnologias: as aquatubulares e as flamotubulares.

- Nas aquatubulares, a água circula por dentro dos tubos (serpentina) e os gases quentes gerados pela combustão circulam por fora. São utilizadas para alta produção de vapor. A taxa de evaporação varia entre 60 e 250 kg/h de vapor por metro quadrado de área de troca

de calor, comportando vazões de 750 ton/h com pressões de 15 a 200 kgf/cm^2. O vapor produzido sai entre 540 e 570ºC. São amplamente utilizadas para geração de vapor saturado ou superaquecido, como podem operar em altas pressões, são usadas em turbinas para gerar energia elétrica.

– Nas flamotubulares, os gases de alta temperatura circulam por dentro de tubos imersos no reservatório de água, que circula por fora. Pequena produção de vapor: vazões de até 15 ton/h de vapor e pressões até 15 kgf/cm^2; podem ser horizontais ou verticais (neste caso, com economia de espaço).

As caldeiras elétricas funcionam com um sistema de pares de resistores mergulhados na água. O calor é produzido pela passagem de corrente pelos resistores. Com poucas peças e controles simples de nível de água e pressão do vapor, funcionam muito bem em pequenas demandas localizadas. Podem ser usadas em qualquer montagem, sendo recomendadas onde a presença de materiais inflamáveis impede a utilização das caldeiras a combustão.

Nas instalações de vapor, diversos acessórios e equipamentos complementam as caldeiras, em função do nível de automatismo e segurança desejado para o sistema. Os principais são:

- Economizador: É um aquecedor de água geralmente constituído por tubos de aço e aletas. Esse sistema aquece a água antes de entrar na caldeira, aproveitando o calor dos gases em alta temperatura que se encaminham para a chaminé, por isso geralmente situam-se no alto da caldeira. Apesar de aumentar o rendimento energético, o aumento de temperatura da água de entrada faz com que os

mecanismos de corrosão se manifestem mais intensamente nesta área;

- Superaquecedores: Conjunto de tubos por onde circula o vapor saturado para que receba mais energia, perca a umidade e se torne vapor superaquecido. O feixe de tubos coletores funciona como uma caldeira auxiliar, mas é submetido a temperaturas mais altas que a normal;
- Pré-aquecedor de ar: É um trocador de calor que eleva a temperatura do ar de entrada para a combustão, aproveitando o calor dos gases da chaminé. Promove uma economia de 2,5% na eficiência da queima a cada 50ºC de aumento da temperatura de entrada do ar; aumenta a temperatura de combustão com melhor aproveitamento dos gases de combustão;
- Automação: Dependendo do nível de automação do funcionamento da caldeira, dispositivos como termostatos, pressostatos, válvulas eletro-hidráulicas, comando à distância, etc. podem ser necessários.
- Proteção: Os seguintes itens de segurança estão normalmente presentes nas instalações com caldeiras: apagamento automático da caldeira em condições de excesso de pressão ou temperatura, válvulas de alívio de pressão, desligamento automático da bomba de combustível no caso da falta deste, horímetro, etc.;
- Aproveitamento de condensado: No processo de geração e distribuição de vapor, uma alternativa é a cogeração de energia, aproveitando o condensado do vapor. Quando o vapor se condensa, a energia transferida ao material que está sendo aquecido representa 75% da energia fornecida pela caldeira para produzir vapor. O restante, ainda fica retido no condensado. A água, originária da condensação do vapor, além de possuir calor, é destilada e muitas vezes tratada, ideal para ser reutilizada em caldeira.

Tratamento da Água

O vapor é um agente poderoso oxidante das tubulações, promovendo corrosão, incrustações e fraturas nos metais que com ele tomam contato.

Como toda a tubulação de vapor é metálica (em função das temperaturas e pressões envolvidas), deve-se cuidar para que a água utilizada na geração do vapor seja a mais adequada possível no sentido de minimizar as agressões realizadas pela passagem do vapor.

As características da água requisitadas pelos sistemas de geração de vapor objetivam principalmente a preservação da vida útil dos equipamentos (tabela abaixo). Os parâmetros são normalmente relacionados pelo fabricante, mas satisfazer estes requisitos de qualidade nem sempre é possível. A água utilizada nos equipamentos deve apresentar baixa dureza (baixas concentrações de silicatos de cálcio e de magnésio), baixa condutividade elétrica, e concentração de ferro ausente, para inibir a formação de incrustação, corrosão e arrastes, preservando o processo e o equipamento gerador.

Parâmetro	*Unidade e Medida*	*Valor*
pH	pH	9-11
Duraza Total	ppm $CaCO_3$	<10
Oxigênio	ppm O_2	<100
Gás Carbônico Livre	ppm CO_2	<0,2
Ferro Total	ppm Fe	<0,2
Dióxido de Silício	ppm SiO_2	<100
Alcalinidade Total	ppm $CaCO_3$	<600
Fosfatos	ppm PO_4	<30
Condutividade	$\mu\Omega/cm^3$	<1000
Aparência	Clara, límpida e sem espuma	

Os problemas mais comumente encontrados nos sistemas de vapor dos hospitais, decorrentes da qualidade da água utilizada, são listados a seguir:

Incrustação

Formação de depósitos aderentes aos tubos e estruturas metálicas em contato com a água. A incrustação ocorre a partir da saturação e precipitação dos sais dissolvidos da água de alimentação, principalmente os sais de cálcio, magnésio e sílica. Os depósitos e incrustações reduzem diretamente a transferência de calor, causando maior consumo de combustível (ou energia elétrica), além da elevação de temperatura nos metais, o que acelera os processos de desgaste e fadiga mecânica. Como referência, sabe-se que

1 mm de incrustação provoca um aumento de consumo de 15% de combustível.

Corrosão

As causas mais freqüentes são:

- Defeitos de fabricação do material ou na construção do equipamento (por exemplo, solda mal feita)
- Presença de oxigênio dissolvido, causando corrosão localizada
- Excesso de cloretos, provocando corrosão tipo pitting;
- Sólidos em suspensão, gerando corrosão por impacto;
- Choque térmico.

Arraste

É o transporte da água juntamente com as suas impurezas para a fase vapor. As causas podem ser:

- Nível de água alto na caldeira, com diminuição do espaço de vaporização e assim, favorecendo o arraste de gotículas de água;
- Flutuações de carga, em função de aumentos súbitos da demanda de vapor, causando queda na pressão do gerador, fazendo com que haja a formação de bolhas de água;
- pH: Em função do pH a água pode causar corrosão (ácida) e, ou incrustação (alcalina);

Em hospitais que não tratam a água do gerador de vapor, é comum encontrar instrumentos cirúrgicos manchados, apresentando pontos de incrustação, em virtude do arraste de partículas, normalmente associadas ao ferro. Em processos de lavagem de roupas e instrumentais que utilizam ciclos quentes, (90ºC), aparecem manchas em decorrência do uso de água sem tratamento prévio.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Considerações Gerais

Os sistemas de gases, vácuo e vapor nos EAS compreendem dois tipos de manutenção: a das instalações e a dos equipamentos, que nem sempre são realizadas pelas mesmas equipes. As instalações, pela vinculação estreita com a estrutura física do edifício, são geralmente atendidas pela equipe de manutenção e reformas prediais (engenheiro civil, pedreiros, encanadores, eletricistas, etc.). A manutenção dos equipamentos, pela maior especialização e diversidade tecnológica, pode ser realizada pela equipe de engenharia biomédica (assim como os demais equipamentos médicos), através de contratos com os representantes, totalmente terceirizada, ou ainda em uma solução mista, que inclua contribuições internas e externas, em função do tamanho e da capacitação da equipe local.

Os sistemas de gases, vácuo e vapor hospitalar incorporam diversas tecnologias, com predomínio da engenharia mecânica. São em geral equipamentos grandes e pesados, muitas vezes fixos no local, cuja manutenção é freqüentemente realizada no próprio ambiente (principalmente as manutenções preventivas).

Instalações de gases e em particular de geração de vapor, são ambientes de risco para os trabalhadores, pela presença de temperaturas e pressões extremas, pela presença de materiais inflamáveis e explosivos. Estes riscos devem receber o máximo de atenção por parte da equipe de manutenção, através de treinamentos específicos e periódicos, uso de EPI e planejamento da manutenção em conjunto com a equipe de trabalhadores do EAS envolvidos com estas instalações.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante dos equipamentos. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder a uma inspeção geral a cada seis meses, observando itens qualitativos, testes quantitativos e procedimentos de manutenção. Estes resultados devem ser lançados em uma planilha para controle e informação no momento da substituição ou aquisição de novos equipamentos. Um estoque de peças para pequenos reparos de emergência deve ser obtido junto aos fabricantes, para evitar paradas longas por pequenos defeitos.

Deve merecer atenção particular a inspeção nas instalações e nos equipamentos em relação à presença de vazamentos, trincas nas conexões, obstrução de válvulas de alívio, ventilação e filtros, que precisam ser inspecionados a uma freqüência determinada pelas manutenções preventivas.

Normas Aplicáveis

NFPA 99: *Standard for Health Care* Facilities,1996;

Portaria MS-1884 "Normas para projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde", 2ª Edição - Ministério da Saúde, Brasília, 1997;

NBR 7198: "Instalações prediais de água quente", 1993.

CAPÍTULO 13

LAVANDERIA HOSPITALAR

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

A central de processamento de roupas hospitalares (ou Lavanderia Hospitalar) realiza mais do que a simples limpeza das roupas: é um setor de apoio aos serviços de saúde, responsável por gerenciar itens patrimoniais importantes, ao classificar, pesar, lavar, secar, consertar, embalar e distribuir toda a roupa do hospital, com uma qualidade e em um tempo adequado ao bom funcionamento do estabelecimento assistencial de saúde (EAS).

Da eficácia do funcionamento da lavanderia hospitalar, depende a eficiência do hospital, refletindo-se especialmente nos seguintes aspectos:

- Controle das infecções;
- Recuperação, conforto e segurança do paciente;
- Facilidade, segurança e conforto da equipe de trabalho;
- Racionalização, tempo, material e energia;
- Redução dos custos operacionais.

A arquitetura dos EAS tem papel significativo não só na funcionalidade e conforto que o edifício apresenta aos trabalhadores, pacientes e visitantes, mas também nos níveis de propagação e controle das infecções. As lavanderias hospitalares são consideradas áreas críticas pela evidência do risco aumentado de transmissão de infecção. Além disso, pela própria natureza da atividade ali desenvolvida, a área física da lavanderia exige uma tecnologia pesada, representada não só pelos maquinários e equipamentos utilizados, mas também pelo volume de insumos necessários (água, energia elétrica, vapor) e pelos riscos operacionais que oferece (calor, ruído, infecção, acidentes de trabalho).

O projeto de uma lavanderia hospitalar deve levar em consideração todos estes aspectos, e também outros de caráter econômico (número de trabalhadores, turnos, estoque de materiais, quantidade de roupa disponível), de forma a resultar em uma unidade hospitalar eficiente, segura e que responda à demanda com presteza e qualidade.

O projeto de lavanderias hospitalares deve ainda levar em consideração um conjunto grande de dados sobre o hospital, como o seu perfil

epidemiológico e o da região em que está implantado, volume e o fluxo de roupas a ser processado, e as condições humanas, materiais e infra-estruturais disponíveis. Dimensionar uma lavanderia hospitalar não é tarefa simples e, como tudo no hospital, tem conseqüências diretas e de longo prazo na qualidade e no custo dos serviços prestados. Por se tratar de um tema bastante específico e que escapa dos objetivos deste curso, não será abordado aqui, recomendando-se para os interessados iniciar o estudo pela leitura do "Manual de Lavanderia Hospitalar" publicado pelo Ministério da Saúde em 2001.

HISTÓRICO

A história das lavanderias hospitalares divide-se em "antes e depois" das descobertas de Louis Pasteur (1822-1895), de que microorganismos são os responsáveis pela ocorrência e transmissão de doenças.

Até o início do séc. XIX, as lavanderias dos EAS eram vistas apenas como um serviço de hotelaria, sem que houvesse qualquer preocupação com sua morbidade potencial (causadora de doenças) ou a difusão de agentes patogênicos.

O conhecimento da ação dos microorganismos e o nascimento da microbiologia determinaram modificações profundas na forma como os hospitais foram construídos e organizados, a partir de então. Ganharam importância para a saúde dos pacientes, áreas de apoio como cozinha, farmácia, lavanderia, etc., antes desconsideradas.

Fazem parte desta "nova geração" de hospitais o Lariboissière em Paris (1854), o Hôtel-Dieu (1864) e a Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (1884), além de inúmeros outros em diversos países.

Década de 30: Serviços especializados surgiram, como o processamento e a esterilização do instrumental e dos materiais cirúrgicos, as áreas de isolamento e zonas de acesso restrito para pacientes portadores de moléstias infecciosas e, mais recentemente, o conceito de "áreas contaminadas" dentro do hospital.

Década de 80: Do ponto de vista tecnológico, apesar do processamento das roupas ter se modificado pouco nas últimas duas

décadas, pode-se observar o aparecimento de equipamentos automatizados, providos de diversos alarmes e dispositivos de segurança para prevenir acidentes e condições anormais de funcionamento, além de uma preocupação constante dos projetistas com a economia dos insumos (água, energia elétrica, mão-de-obra, etc.), com objetivo de melhorar a eficiência e a segurança das lavanderias hospitalares.

FUNCIONAMENTO DE LAVANDERIAS HOSPITALARES

A principal diferença entre uma lavanderia comercial e as especializadas no processamento de roupas hospitalares é que estas são divididas em dois espaços distintos: a área suja ou contaminada (recebimento, classificação, pesagem e lavagem) e a área limpa (processamento da roupa lavada e a sua distribuição).

Como não deve haver passagem entre as duas áreas, a comunicação entre os funcionários é feita através de visores (janelas de vidro fechadas) e interfones. A separação entre as áreas deve ser hermética para possibilitar a manutenção de pressão positiva na área limpa e negativa na área suja.

Esta separação impede que a roupa limpa seja novamente contaminada por microorganismos e resíduos da roupa que ainda está por ser lavada.

Isto vale tanto para as lavanderias do hospital como para aquelas terceirizadas que prestam serviços para os EAS e se encontram fora da área hospitalar.

Para a lavagem, devem ser usadas lavadoras com portas duplas (ou lavadoras com barreira). Estes equipamentos são instalados na barreira que separa as duas áreas da lavanderia (suja e limpa).

A roupa suja é colocada por uma porta, do lado da sala de separação e classificação e depois de lavada, é retirada por outra porta (e por outro funcionário) que fica na área limpa.

A área suja é um ambiente extremamente contaminado, onde são manipuladas as roupas vindas de todas as áreas do hospital. Devem ser

tomadas precauções estritas para os trabalhadores, com o uso de equipamentos de proteção individual (EPI), como máscaras, luvas, aventais, botas, etc., além de contar com banheiro e vestiário com saídas separadas: uma para a área suja e outra para a área externa. Quando os funcionários deixam o turno, tomam banho e trocam de roupa; então não podem mais circular pela área suja e devem sair pela outra porta.

A área suja deve contar com um sistema de ventilação por exaustão, que mantém a pressão interna negativa (cerca de -0,5 mmHg), que é suficiente para evitar que o ar contaminado atinja áreas limpas do hospital. O ar exaurido deve ser lançado na atmosfera, suficientemente longe para que não possa ser captado novamente pelo sistema de condicionamento de ar. Deve contar ainda com torneira em seu interior (de preferência com alta pressão), para possibilitar a lavagem da área e dispor de pisos e paredes com revestimento totalmente lavável.

A roupa suja deve ser recolhida de todas as áreas do hospital em horários predeterminados, deve ser acondicionada em sacos fechados e ser transportada em carrinhos fechados. O acesso da roupa à lavanderia pode ser feito também por tubulões, em função das particularidades arquitetônicas do EAS.

O roteiro dos carrinhos deve ser único e nunca incluir áreas de grande circulação de pessoas, elevadores de serviço transportando ao mesmo tempo roupa limpa, medicamentos ou comida. Deve haver carrinhos exclusivos para roupas sujas e limpas e os carrinhos de roupas sujas devem ser lavados após cada transporte.

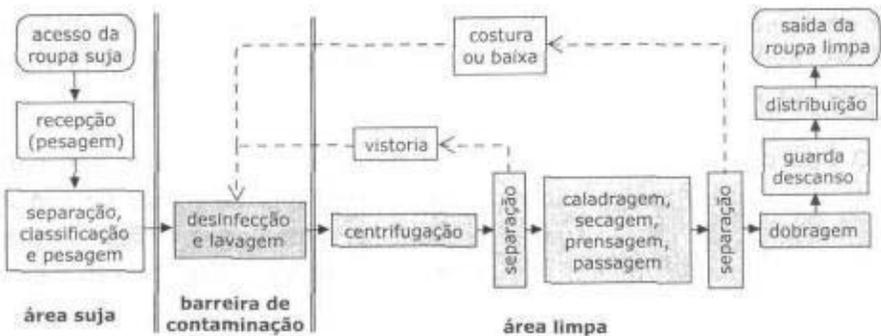
A roupa suja úmida deve ser acondicionada em sacos plásticos descartáveis, fechados no local da coleta e a roupa seca pode ser transportada em sacos de pano, que devem receber os mesmos tratamentos da roupa suja.

As roupas dos diversos serviços (áreas) do hospital, geralmente são marcadas, para retornarem à origem sem extravios. Quando chegam à área suja da lavanderia, podem ser pesadas para fins de controle da demanda por serviço e em seguida são separadas e classificadas para a lavagem. Esta classificação se dá de acordo com os seguintes critérios:

grau e tipo de sujidade, coloração do tecido, tipo de roupa e tipo de tecido. Durante a separação deve ser realizada uma inspeção cuidadosa para detectar a presença de objetos pontiagudos ou cortantes (seringas com agulhas, ampolas de medicamentos, agulhas de suturas e outros instrumentos cirúrgicos, etc.).

Em seguida é feita uma pesagem da roupa classificada, para preparar o programa de carga das lavadoras. Deve-se sempre buscar o programa mais eficiente na lavagem, o que inclui determinar para cada carga de roupas as seguintes variáveis: capacidade da máquina, nível de enchimento, temperatura, tempo do processo e tipo de produto de lavagem. Não há, então um programa único.

O processamento da roupa segue, geralmente, o fluxograma abaixo:

Fluxograma típico de uma lavanderia

As etapas de Separação na área limpa possibilitam verificar se a roupa ainda apresenta sujidades ou se depois de seca necessita ser costurada. Nos dois casos deve retornar à área suja para ser lavada e passada.

O diagrama acima pode sofrer modificações em função do sistema de lavagem, que depende do tipo de equipamento disponível na lavanderia. Pode-se ter:

- Lavagem em cargas individuais de lotes de roupas;
- Lavagem em fluxo contínuo.

No primeiro caso, cada lote de roupa é lavado separadamente, com a utilização de uma nova solução para cada operação (pré-lavagem, acidulação e amaciamento).

No segundo sistema, a roupa atravessa as fases do processo de lavagem de forma contínua, utilizando-se uma mesma solução para vários lotes. As lavadoras contínuas funcionam pelo processo de contracorrente.

Independentemente do sistema adotado e do tipo de lavadora, o processo de lavagem é uma seqüência de operações ordenadas, que leva em consideração a dosagem dos produtos químicos, a ação mecânica promovida pelo batimento e esfregação das roupas, a temperatura e o tempo de contato entre estas variáveis. O perfeito balanceamento entre estes fatores é que define o bom resultado final da lavagem.

A última etapa do processamento é a distribuição. As roupas limpas e passadas são colocadas em carrinhos do tipo "prateleira", de preferência embaladas, e são levadas para a rouparia onde são guardadas. As roupas podem ser embaladas em conjuntos ("kits" para uma mesma aplicação) ou separadas individualmente.

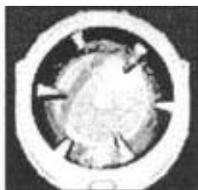
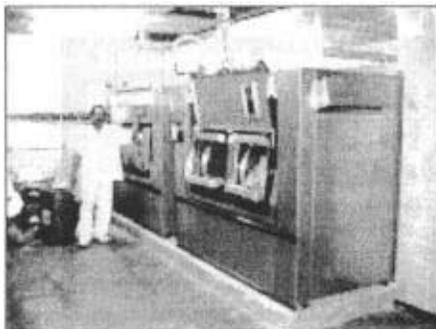
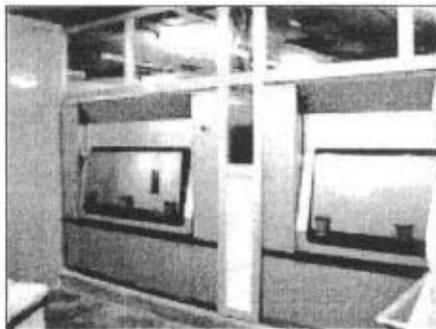
O tipo de embalagem depende do destino: se as roupas vão para a central de esterilização, são embaladas em papel ou pano; se são destinadas às áreas de internação, devem ser embaladas em sacos plásticos, pois além da melhor apresentação, evita que se contaminem no transporte.

EQUIPAMENTOS DE LAVANDERIAS HOSPITALARES

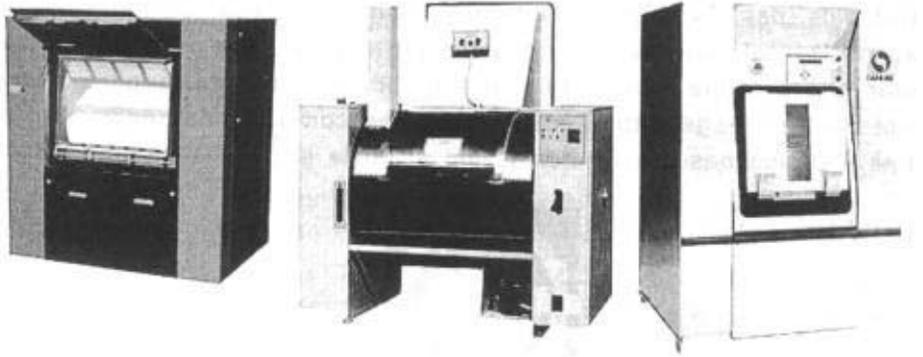
Lavadoras

A lavagem, no sistema de cargas individuais, pode ser efetuada em um dos tipos de lavadoras:

- Convencional, com controle manual ou automático;
- Lavadora -extratora, que combina o processo de lavagem com a centrifugação e extração da água;
- Lavadora com ozônio.

A lavadora é uma máquina, geralmente, construída com dois cilindros montados um dentro do outro: o externo funciona como um tambor fixo e hermético, que mantém o nível da água e dos agentes químicos, e o interno que tem a forma de um cesto (tem as paredes perfuradas) e com obstáculos (pás) fixos em seu interior. O tambor interno gira em torno do eixo horizontal, alternadamente para um lado e para outro, a fim de evitar que a roupa fique totalmente torcida no final da lavagem. Este processo de lavagem também é conhecido como tombamento, pois a roupa é batida nas pás do cesto pela ação da gravidade.

As lavadoras hospitalares são montadas na barreira entre as áreas suja e limpa. As roupas são colocadas do lado sujo e, depois de lavadas, são retiradas pelo lado limpo. São máquinas que dispõem, portanto, de duas portas com aberturas controladas pelos dispositivos de segurança e pelo programa de lavagem.

Vista da área suja.

Vista da área limpa.

As lavadoras atuais são programáveis em função dos parâmetros de carga (tipo e quantidade de roupa, tipo e cor do tecido, grau de sujidade), e definem, para cada uma das etapas do processo, o tempo, a temperatura, a quantidade de água e de produtos químicos. Existem pro-

gramas de controle das lavadoras que armazenam os dados de cada lavagem, para fins de registro dos materiais e insumos utilizados, assim como dos ciclos de manutenção preventiva, etc.

Alguns programas podem ser ativados por rede de computador e controlar várias máquinas simultaneamente.

Para satisfazer as exigências normativas, as lavadoras devem estar equipadas com registros de fecho rápido (para economizar tempo da mão-de-obra), ter a entrada da água controlada por nível automático, dispor de termômetro, termostato e marcador de tempo (cronômetro).

Lavadora com ozônio

O uso do ozônio como coadjuvante nos processos de lavagem data do início dos anos 90, mas só em 1996 foi construída no Brasil a primeira lavadora hospitalar utilizando esta tecnologia. O processo de lavagem de roupas e tecidos com ozônio consiste na injeção controlada deste

gás na lavagem, reduzindo e substituindo os detergentes ou misturas tensoativas usados no processo tradicional, com vantagens econômicas e, sobretudo, ambientais.

O ozônio é um gás incolor, com odor característico, constituído por três átomos de oxigênio (0_3^+). Extremamente reativo, é o mais poderoso e rápido agente oxidante disponível na natureza. Quando entra em contato com as sujidades orgânicas (geralmente moléculas grandes), reage rapidamente quebrando-as em moléculas menores que são mais rapidamente removidas do tecido pela ação mecânica da lavagem. As sujidades não oxidáveis (cerca de 15% do total), devem ser tratadas com os produtos químicos tradicionais (detergentes).

Poder de Oxidação Relativa de Substâncias Oxidantes		
Desinfetantes	**Potencial de Oxidação (Volts)**	**Poder Relativo de Oxidação***
Ozônio (O_3)	**2,07**	**1,52**
Peróxido de Hidrogênio (H_2O_2)	**1,77**	**1,30**
Hipoclorito de Sódio (NaClO)	**1,49**	**1,10**
Cloro (Cl_2)	**1,36**	**1,00**

** Baseado no cloro como referência* (Cl_2 *= 1,00).*

O ozônio apresenta também efeito branqueador e potente ação germicida, sem os inconvenientes dos produtos químicos tradicionais para estas funções (desgaste dos tecidos, toxicidade, agressão ambiental).

Taxas Relativas de Desinfecção			
Desinfetante	**Concentração (mg/l)**	*Escherichia Coli* **(contagem por mil)**	**Tempo para 99% de inativação (min)**
Ozônio	**0,10**	**60.000**	**0,08**
Cloro	**0,10**	**60.000**	**250**

Mecanismo de destruição de microorganismos:

Ozônio: Ruptura da parede celular;

Cloro: Difusão através da parede celular e inativação de enzimas.

Por ser volátil e muito instável, o ozônio tende a reduzir-se rapidamente à forma natural mais estável (0_2), devendo, portanto, ser produzido no local de consumo, por geradores próprios. Há necessidade de um investimento considerável para a implantação desta tecnologia, com

a instalação do gerador, bombas, filtros, além de treinamento específico para os operadores do sistema.

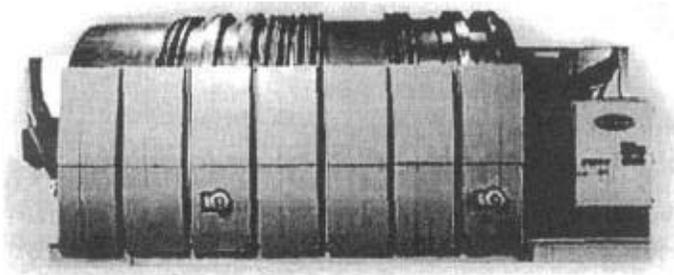
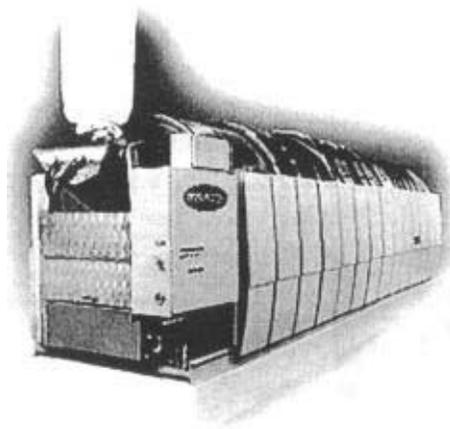
VANTAGENS NA UTILIZAÇÃO DO OZÔNIO

Redução de Custo Operacional: Água, produtos químicos (detergentes, alvejantes, amaciantes, acidulantes), vapor, energia elétrica e tratamento de efluentes são determinantes no custo final do processo de lavagem. A lavagem com ozônio minimiza a utilização destes insumos, reduzindo os custos operacionais com aumento da qualidade, além de proporcionar um efluente menos agressivo ao meio ambiente.

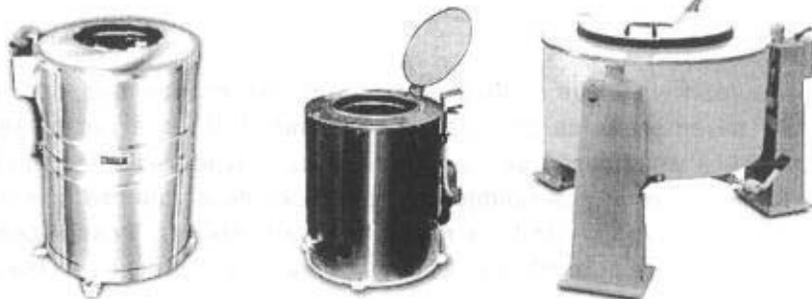
Redução de Investimento: Em conseqüência da redução do tempo de lavagem, aumenta-se consideravelmente a produtividade das máquinas de lavar, possibilitando o uso de equipamentos de menor porte. Isso possibilita a instalação ou expansão da lavanderia, utilizando menor área física.

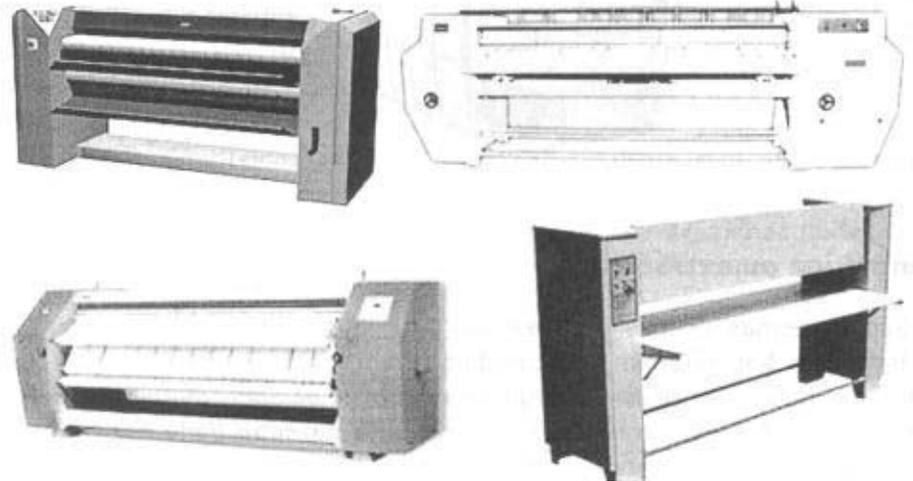
Com o ozônio, as roupas são submetidas a menor ação mecânica, térmica e química, aumentando a vida útil dos tecidos.

Lavadora contínua (ou Túnel de Lavagem)

Máquina de elevada sofisticação tecnológica, composta por módulos seqüenciais, onde a roupa é processada continuamente, através da diluição progressiva da sujidade. São máquinas de grande porte, com capacidade de 300 a 1.000 kg de roupa seca processada por hora.

Centrífuga ou extratora

São máquinas usadas para extrair a água da roupa que foi retirada da lavadora. São também constituídas de um cilindro de aço inox perfurado, em forma de cesto, que gira em alta velocidade dentro de outro cilindro, este fixo e hermético. Cerca de 60% da água pode ser retirada por centrifugação, deixando as roupas prontas para serem enviadas para a calandra (lençóis, fronhas, campos cirúrgicos), ou para a secadora (cobertores, toalhas e outras peças de tecidos felpudos).

Existem lavadoras que incorporam a centrifugação, economizando espaço, tempo e mão-de-obra, embora nem sempre com a mesma eficiência das centrífugas de alta rotação.

Calandra

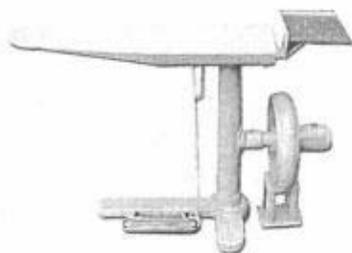
É o equipamento que se destina a secar e passar ao mesmo tempo a roupa plana. É constituída por dois ou mais rolos (ou cilindros) de metal, perfurados ou não e revestidos de estopa, feltro e algodão, que giram dentro de calhas fixas aquecidas a vapor, eletricidade ou gás. A roupa é tracionada e comprimida entre os rolos, secando e desenrugando.

É geralmente complementada por uma coifa, a fim de melhorar as condições ambientais, protegendo os operadores de calor e vapor excessivos.

É uma máquina perigosa, responsável por muitos acidentes nas lavanderias, sendo então dotada de diversos dispositivos de proteção que desligam automaticamente a tração no caso das mãos dos operadores ficarem presas e serem puxadas pelos rolos quentes.

Secadora

É o equipamento que realiza a secagem das roupas que não vão à calandra (paramentos de cirurgia, compressas, fraldas e outros tecidos felpudos). Sua construção se assemelha à das lavadoras, mas em lugar da água com os produtos químicos, é um fluxo de ar quente que circula pelo cesto rotativo, secando a roupa em seu interior. Possui também uma programação automática, e dispositivos de segurança (trava da porta, termostato, etc.).

Prensa

É um equipamento aquecido a vapor ou eletricidade, destinado a passar a roupa pessoal. É geralmente constituída por uma mesa estreita revestida de feltro e algodão, onde é estendida a roupa. A parte superior, aquecida, desce exercendo pressão sobre a roupa. Substitui com alguma vantagem (principalmente economia de mão-de-obra) o ferro de passar convencional.

Ferro elétrico

É usado eventualmente em retoques, acabamentos ou roupas pessoais.

Balança

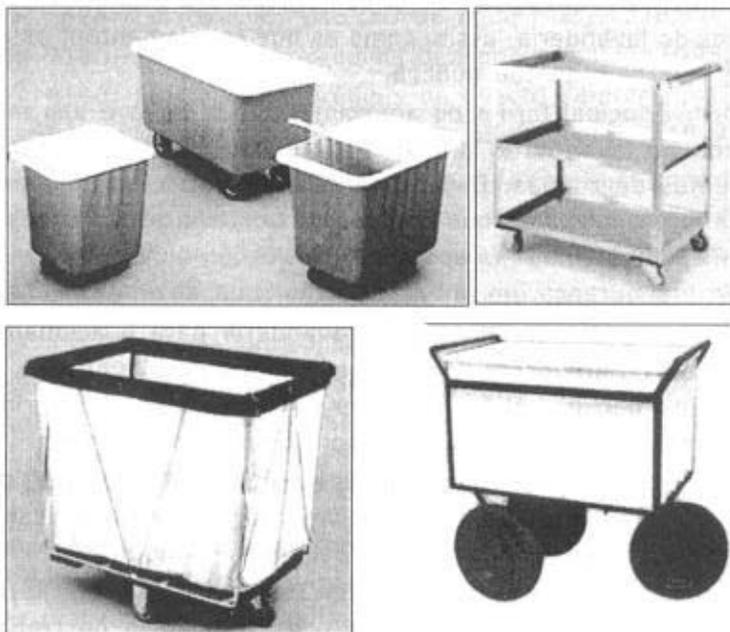
É utilizada na sala de separação das lavanderias para a pesagem das roupas, permitindo o controle das quantidades enviadas pelas unidades de origem. São geralmente do tipo plataforma, para permitirem a pesagem de grandes volumes, sacos, etc. Outro tipo de balança também é utilizado, para a dosagem dos produtos químicos na preparação dos ciclos de lavagem.

Máquina de costura:

Utilizadas no reparo das peças defeituosas, diferindo pouco das máquinas domésticas.

Carrinhos de transporte

Utilizados para transportar a roupa hospitalar. Podem ser do tipo prateleira ou estante (transporte da secadora ou calandra para a rouparia), tipo mesa (transporte da centrífuga para a secadora ou auxiliando no preparo para a calandra), ou ainda do tipo cesto com tampa (transporte de roupa suja).

Todos devem ser laváveis e não utilizar materiais porosos, como madeira.

INSTALAÇÕES NAS LAVANDERIAS

Além dos equipamentos listados acima, a lavanderia hospitalar é um local provido de instalações infra-estruturais essenciais para o funcionamento das máquinas fixas. Sem entrar nos detalhes destas instalações, são enumeradas abaixo as mais importantes:

- Abastecimento de água: Sem dúvidas o insumo mais importante (metade de toda água consumida em um hospital é destinada à lavanderia). Deve ter sua qualidade analisada periodicamente, principalmente em relação à dureza (que inibe a ação dos sabões), à presença de ferro e manganês (que amarelam a roupa e danificam as máquinas e tubulações) e à concentração de matéria orgânica (que favorece a contaminação).

- Esgoto: É igualmente na lavanderia que é gerada a maior quantidade de efluentes líquidos do hospital. Devem ser observadas as normas que regulamentam a construção e a manutenção dos esgotos da lavanderia, assim como as que regulamentam os efluentes que retornam à rede pública.
- Vapor: Principal forma de aquecimento (da água e das máquinas) usada na lavanderia, principalmente nas que processam grandes volumes de roupas. É geralmente distribuído em alta pressão e gerado em caldeiras que abastecem também outras áreas do hospital. Existem normas sobre as tubulações e dispositivos de controle e segurança em linhas de vapor que devem ser observadas.
- Ar comprimido: É utilizado na lavanderia para o acionamento de prensas e para os controles automáticos das lavadoras. Como o consumo não é grande, pode ser fornecido pela rede principal de ar comprimido do hospital, ou por compressores locais.
- Energia elétrica: Principalmente consumida nos motores, dispositivos de controle e iluminação. É uma opção aceitável usar eletricidade para aquecimento só em pequenas máquinas.
- Ventilação e exaustão: Este é um item essencial nas lavanderias não só para melhoria do conforto e a eficiência do trabalho dos operadores, mas também como item de segurança contra incêndios e contaminação da área limpa. Em locais de clima quente é essencial promover a evacuação do calor emanado de todas as máquinas que funcionam aquecidas. É necessário que a área contaminada esteja sempre a uma pressão inferior às demais e que a evacuação desta área seja independente e distante das tomadas de ar para qualquer área do hospital.

LEGISLAÇÃO

Neste item serão listados os textos normativos que se relacionam com lavanderias hospitalares. Por ser matéria muito dinâmica, em constante renovação, recomenda-se buscar sempre as versões mais atualizadas das normas e portarias.

O principal texto é o "Manual de Lavanderia Hospitalar" publicado pelo Ministério da Saúde em 2001. Em relação às instalações prediais, os seguintes textos se aplicam:

- Portaria MS-1884 "Normas para projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde", 2ª Edição - Brasília, 1997;
- NBR 5626: "Instalações prediais de água fria", 1998;
- NBR 7198: "Instalações prediais de água quente", 1993;
- NBR 8160: "Instalações prediais de esgoto sanitário", 1999;
- NBR 5410: "Instalações elétricas de baixa tensão", 1997.

Em relação aos equipamentos das lavanderias hospitalares (condições exigíveis de fabricação, terminologia, instalação, níveis de ruído e segurança das máquinas), estão contidas nas seguintes normas da ABNT:

- NBR 11755: "Calandras industriais", 1979;
- NBR 11756: "Lavadoras industriais", 1979;
- NBR 11757: "Secadoras industriais", 1979;
- NBR 11758: "Centrífugas industriais", 1979.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

As lavanderias hospitalares compreendem dois tipos de manutenção: a das instalações e a dos equipamentos, que nem sempre são realizadas pelas mesmas equipes. As instalações, pela vinculação estreita com a estrutura física do edifício, são geralmente atendidas pela equipe de manutenção e reformas prediais (engenheiro civil, pedreiros, encanadores, eletricistas, etc.). A manutenção dos equipamentos, pela maior especialização e diversidade tecnológica, pode ser realizada pela equipe de engenharia biomédica (assim como os demais equipamentos médicos), através de contratos com os representantes, totalmente terceirizada, ou ainda em uma solução mista, que inclua contribuições internas e externas, em função do tamanho e da capacitação da equipe local.

Os equipamentos da lavanderia hospitalar incorporam diversas tecnologias, com predomínio da engenharia mecânica. São em geral máquinas grandes e pesadas, muitas vezes fixas no local, cuja manutenção é freqüentemente realizada na própria lavanderia (principalmente as manutenções preventivas).

Como já foi dito atrás, a lavanderia é um ambiente de risco para os trabalhadores, pela presença de contaminação microbiológica, química,

pelas altas temperaturas, pelo ruído e por incluir máquinas rotativas. Estes riscos devem receber o máximo de atenção por parte da equipe de manutenção, através de treinamentos específicos e periódicos, uso de EPI e planejamento da manutenção em conjunto com a equipe de trabalhadores da lavanderia.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante dos equipamentos. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder a uma inspeção geral a cada seis meses, observando itens qualitativos, testes quantitativos e procedimentos de manutenção. Estes resultados devem ser lançados em uma planilha para controle e informação no momento da substituição ou aquisição de novos equipamentos. Um estoque de peças para pequenos reparos de emergência deve ser obtido junto ao fabricante, para evitar paradas longas por pequenos defeitos. Deve merecer atenção particular, a inspeção nas instalações e nos equipamentos, em relação à presença de fiapos de tecidos, que podem obstruir tubulações, drenagem, ralos, ventilação e filtros, e precisam ser removidos a uma freqüência determinada pelas manutenções preventivas.

CAPÍTULO 14

OXÍMETRO DE PULSO

Elaborado por:
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa
Colaborador: Ricardo Grossi Dantas (Mestre em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica)

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Os oxímetros de pulso são utilizados na determinação do nível de saturação de oxigênio (SpO_2) no sangue arterial. Essa quantificação é feita de forma não invasiva, através de sensores ópticos posicionados externamente ao paciente.

A característica não invasiva dos oxímetros de pulso faz com que sejam desnecessárias punções para retirada de sangue arterial e sua subsequente análise gasosa em laboratório. Além disso, há a possibilidade do monitoramento contínuo e instantâneo dos níveis de oxigenação do sangue, detectando rapidamente eventuais reduções destes valores, antes que possa haver algum dano ao paciente ou a observação de alguma manifestação física, como cianose, taquicardia ou bradicardia, por exemplo.

As moléculas de hemoglobina presentes nas hemácias do sangue são responsáveis pela maior parte do transporte de oxigênio (O_2), formando um composto denominado oxihemoglobina, ou hemoglobina oxigenada. Sendo assim, em situações normais, 97% do oxigênio são transportados em combinação com a hemoglobina, enquanto que apenas 3% são transportados dissolvido no plasma. O termo saturação de oxigênio corresponde à porcentagem de moléculas de oxihemoglobina, em relação à hemoglobina total funcional (quantidade total de hemoglobina, oxigenada ou não). A equação (eq.1) a seguir descreve o cálculo realizado:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} X100\% \qquad \text{(eq.1)}$$

Onde: SpO_2 é a saturação de oxigênio (%);

$Hb0_2$ é a quantidade de oxihemoglobina

Hb é a quantidade total de hemoglobina

O uso do oxímetro de pulso é considerado padrão no monitoramento do nível de saturação de oxigênio sangüíneo arterial em unidades de terapia intensiva, centros cirúrgicos onde são realizados procedimentos que requerem anestesia, áreas de recuperação, unidades de queimados e de cateterismo cardíaco, ambulâncias, dentre outros.

A maioria dos equipamentos consiste em um console, que é o oxímetro de pulso propriamente dito, o sensor e cabo do sensor. Existem variações, onde o console pode ser um equipamento de mesa, portátil, manual ou módulo de monitor anestésico ou fisiológico. Existem ainda miniaturizações onde o sensor e o oxímetro são montados em uma única peça.

Já o sensor, que pode ser descartável ou não, é geralmente acoplado em extremidades do corpo do paciente, tais como dedo, orelha, nariz ou pé (este último no caso de neonatos). No entanto, existem sensores para uso em regiões como testa ou peito. Mais adiante será discutida a diferença entre estes tipos de sensores, bem como a aplicabilidade de cada um. Os sensores podem ser ainda reutilizáveis ou descartáveis. Geralmente a opção é feita pelos reutilizáveis, sendo os descartáveis utilizados em situações onde o paciente corre maior risco de infecções.

A maioria dos oxímetros conta ainda com a presença de alarmes (sonoros e, ou visuais) que se tornam ativos quando o nível de oxigenação ultrapassa os limites definidos pelo operador. Outra característica bastante comum é a indicação da freqüência cardíaca, a presença de visores apresentando os resultados em gráficos de barras e curvas pletismográficas (variação instantânea da SpO_2 ao longo do tempo), módulo de baterias, além de mensagens de erro e das condições de funcionamento do oxímetro, tais como bateria fraca, sinal fraco, condições do sensor e do cabo.

A figura a seguir (fig. 1) ilustra dois modelos de oxímetro de pulso. O primeiro modelo (Nellcor NPB-290) indica os valores de saturação de oxigênio e freqüência cardíaca. O segundo, além dos parâmetros indicados pelo anterior, mostra ainda a onda pletismográfica (Nellcor NPB-295). A figura 2 mostra vários sensores da marca Nellcor, sendo eles: reutilizável de dedo, descartável de dedo, pediátrico, nasal e de testa. A figura 3 mostra um modelo compacto, onde o oxímetro de pulso e o sensor são montados em uma única peça.

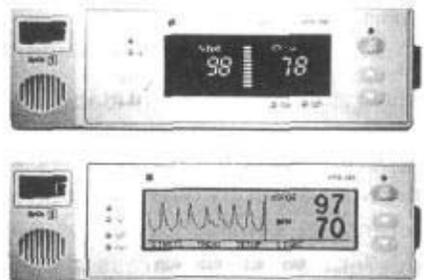



Figura 1 . Dois modelos de oxímetro de pulso: sem indicação de onda pletismográfica (Nellcor NPB-290) e com indicação (Nellcor NPB-295). Os sensores e os cabos não são mostrados nesta ilustração.

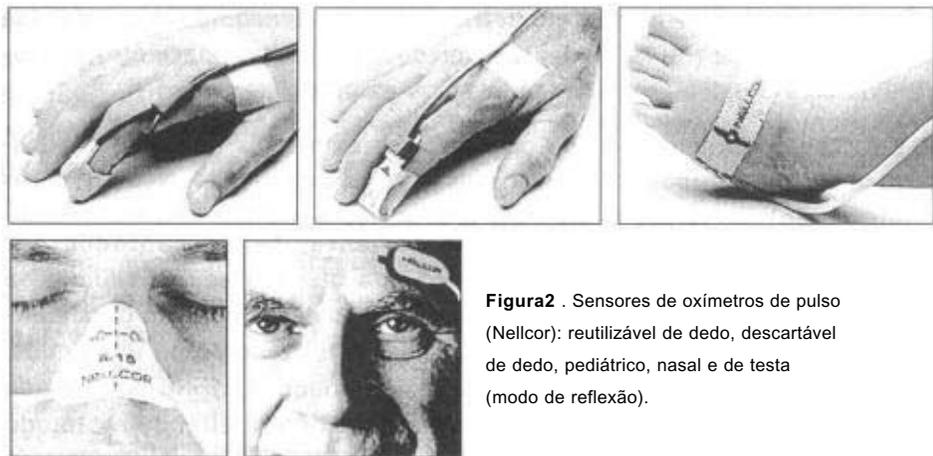



Figura2 . Sensores de oxímetros de pulso (Nellcor): reutilizável de dedo, descartável de dedo, pediátrico, nasal e de testa (modo de reflexão).

Figura 3 . Modelo manual compacto de oxímetro de pulso e sensor montados em uma única peça (Nonin Onyxmask).

Existem ainda oxímetros de pulso desenvolvidos para serem utilizados durante exames com imagem de ressonância nuclear magnética (MRI). Estes modelos utilizam cabos feitos de fibras ópticas não condutivas eletricamente, de forma a não causar queimaduras no paciente, em virtude de laços de corrente induzida (correntes de Foucault) e não gerar artefatos nas imagens de MRI.

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

A coloração do sangue varia com diferentes níveis de oxigenação. O sangue com alta concentração de oxigênio apresenta uma coloração vermelha, muito forte e brilhante, em função da alta presença de moléculas de oxihemoglobina (combinação de moléculas de hemoglobina com oxigênio). À medida que esta concentração se reduz, o sangue adquire uma coloração mais azulada, em função de uma maior presença de moléculas de desoxihemoglobina (combinação de moléculas de hemoglobina com gás carbônico). Sendo assim, o princípio de funcionamento de um oxímetro de

pulso baseia-se na espectrofotometria sangüínea, medindo a quantidade de luz transmitida (ou refletida) através dos capilares do paciente, sincronizados com o pulso cardíaco (daí o nome oxímetro de pulso).

Em função de seu modo de operação, os oxímetros de pulso subdividem-se em dois grupos: os de transmissão e os de reflexão. Nos primeiros (transmissão), os feixes luminosos, produzidos por LEDs (diodos emissores de luz), atravessam o corpo do paciente, sendo captados por fotosensores posicionados do outro lado. Para que a atenuação luminosa não seja muito grande, os sensores de oxímetros deste tipo são geralmente utilizados em regiões periféricas do corpo, tais como ponta dos dedos, lóbulo da orelha ou pés (este último no caso de neonatos). No outro modo de operação (reflexão), parte do feixe de luz emitido é refletido e captado por sensores posicionados do mesmo lado dos LEDs emissores. Oxímetros desta natureza permitem a medida dos níveis de saturação de oxigênio sangüíneo em regiões mais centrais do corpo, como o peito ou testa do paciente. A escolha de qual tipo de sensor utilizar (de transmissão ou de reflexão) depende do tipo de aplicação. Por exemplo, os oxímetros de reflexão são mais adequados a pacientes que apresentam problemas de perfusão sangüínea ou que sofreram queimaduras, de forma que a vascularização periférica em algumas áreas pode estar comprometida.

Analisando a variação de coloração sangüínea para diferentes níveis de saturação de oxigênio, Horecker (1943) observou que a oxihemoglobina apresenta uma menor transmissão de luz na faixa do espectro de 660nm (comprimento de onda correspondente à região do vermelho) quando comparada com a hemoglobina desoxigenada. No entanto, há regiões do espectro luminoso onde o coeficiente de absorção da oxihemoglobina é idêntico ao da hemoglobina. Estas regiões são denominadas pontos isobésticos. Um dos pontos isobésticos situa-se na região do infravermelho, aproximadamente em 805nm, como se pode observar na figura a seguir (fig. 4). Sendo assim, os oxímetros de pulso utilizam dois LEDs, emitindo feixes luminosos com dois comprimentos de onda distintos (vermelho: 660nm e infravermelho: 930nm). Apesar do comprimento de onda central do LED infravermelho ser aproximadamente 930nm (este valor pode variar dependendo do equipamento) e não coincidir exatamente com o ponto isobéstico (805nm), a diferença entre os coeficientes de absorção não é muito grande, se comparada com a diferença na região do vermelho (nota-

se que, no gráfico, o eixo correspondente aos coeficientes de absorção encontra-se em escala logarítmica). Os dois comprimentos de onda são emitidos e transmitidos através da pele, sendo absorvidos de forma diferenciada pelo sangue. A oxihemoglobina, que é vermelha, reflete a luz vermelha, enquanto que a hemoglobina é azul, absorvendo a luz vermelha. Como a luz infravermelha utilizada corresponde, aproximadamente, a um dos pontos isobésticos do sangue, este comprimento de onda é absorvido na mesma proporção, tanto pela oxihemoglobina quanto pela hemoglobina. A razão entre as quantidades de luz vermelha e infravermelha captadas pelos fotosensores é utilizada na determinação do nível de saturação do oxigênio sangüíneo.

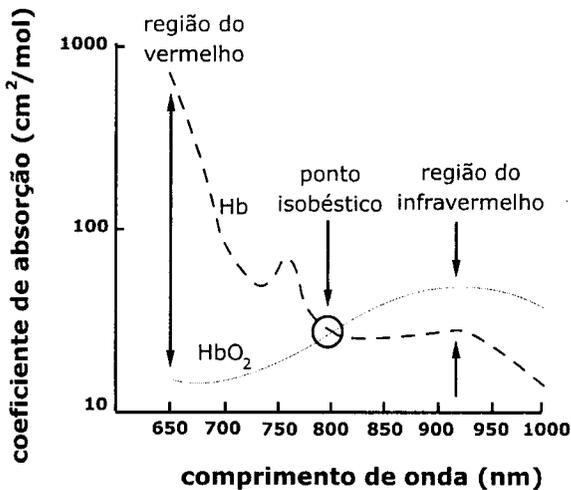



Figura 4. Coeficientes de absorção luminosa em função do comprimento de onda, destacando-se a diferença na região do vermelho, infravermelho e o ponto isobéstico.

Os fotosensores convertem a luz captada em sinais elétricos, que depois são enviados à unidade de processamento do oxímetro, geralmente composta de circuitos digitais e um microprocessador.

O caminho percorrido pela luz ao longo da pele do paciente compreende regiões de capilares com sangue arterial (com alta pulsatilidade), com sangue venoso (pulsatilidade insignificante) e regiões teciduais (sem nenhum movimento pulsátil). Desta forma, a absorção da luz depende da absorção tecidual (pele, gordura, osso etc.), da absorção relativa ao san-

gue venoso, da absorção pelo sangue arterial e do volume arterial adicionado a cada batimento cardíaco. A componente alternada depende do enchimento sangüíneo na extremidade medida e do coeficiente de absorção do meio. A figura a seguir (fig. 5) ilustra as componentes de absorção da luz em uma extremidade tecidual.

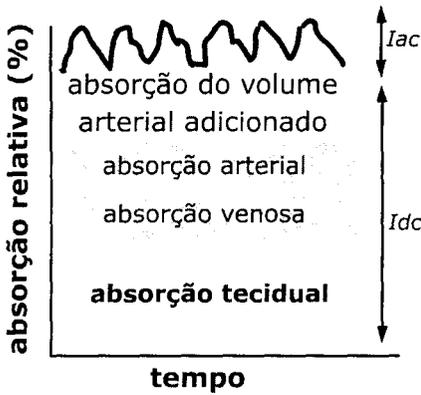



Figura 5. Absorção da luz na ponta do dedo, onde Iac é a intensidade luminosa alternada e Idc é a intensidade luminosa contínua.

Como os coeficientes de absorção da oxihemoglobina e da hemoglobina são diferentes na região do vermelho e iguais na região do infravermelho (ponto isobéstico), a SpO_2 pode ser determinada de forma contínua e não invasiva. Este tipo de aplicação não necessita da coleta de amostras de sangue como nos oxímetros laboratoriais, mas apresenta um erro comparativamente maior. Na figura a seguir (fig. 6) são mostrados a colocação de sensores (fotodiodos emissores e detetores de luz) e o modo de obtenção da curva de saturação. Pode-se utilizar apenas um fotodetector, bastando, para isso, emitir os feixes vermelho e infravermelho em instantes diferentes.

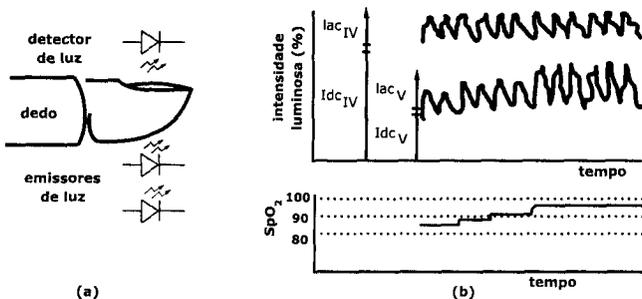



Figura 6. Oxímetro de pulso. (a) Representação esquemática dos componentes de um sensor do oxímetro de pulso e do acoplamento do sensor na ponta de um dedo e (b) gráfico ilustrando a amplitude constante do infravermelho (Iac_{IV} e Idc_{IV}) e a variação da amplitude do vermelho (Iac_{V} e Idc_{V}) com a saturação de oxigênio (SpO_2).

A equação seguinte (eq. 2), determinada por Yoshida, é usada para a determinação do nível de saturação de oxigênio sangüíneo arterial ($Sp0_2$).

$$SpO_2 = A + B \frac{\log \frac{Iac_V}{Idc_V}}{\log \frac{Iac_{IV}}{Idc_{IV}}} \qquad \text{(eq.2)}$$

onde Iac_{IV} *é a* intensidade luminosa alternada no vermelho;

Idc_{IV} *é a* intensidade luminosa contínua no vermelho;

Iac_{IV} *é a intensidade luminosa alternada no infravermelho;*

Idc_{IV} *é a* intensidade luminosa contínua no infravermelho;

A e *B* são constantes de calibração determinadas empiricamente.

A seguir é apresentado um diagrama de blocos de um oxímetro de pulso genérico e seu respectivo sensor (fig. 7).

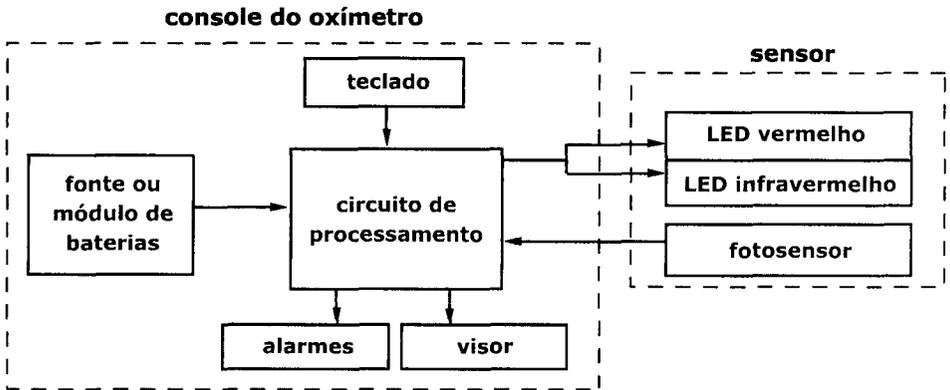



Figura 7. Diagrama de blocos de um oxímetro de pulso.

O circuito de processamento, geralmente microprocessado, é responsável por gerar os sinais emitidos pelos LEDs e receber o sinal captado pelo fotosensor. Como os LEDs são excitados alternadamente, o circuito de recepção capta os sinais correspondentes aos LEDs vermelho e infravermelho em instantes diferentes, digitalizando-os e armazenando-os temporariamente em memórias. É realizado um pré-processamento, extraindo as componentes alternada e contínua de cada sinal de intensidade luminosa e a seguir é calculado o valor instantâneo da SpO_2, segundo a equação 2, apresentada anteriormente. Este valor instantâneo da SpO_2 é pulsado e corresponde à onda pletismográfica. Uma etapa de filtragem calcula seu valor médio, que é enviado ao visor e comparado com os limites de acionamento do alarme. Além disso, a partir da onda pletismográfica, é calculada a freqüência cardíaca.

Alguns oxímetros sincronizam o sinal luminoso captado com o eletrocardiograma (ECG), de forma a detectar eventuais artefatos causados pela movimentação do paciente. São utilizados ainda algoritmos para redução de ruídos.

NECESSIDADES DE INSTALAÇÃO E TREINAMENTO DE PESSOAL

Os oxímetros de pulso não requerem nenhum tipo especial de instalação para seu uso. Como já apresentado anteriormente, eles podem ser encontrados nas seguintes variações:

- portáteis: para uso em mesa ou "rack", necessitando de alimentação pela rede elétrica;
- portáteis com bateria: utilizados durante o transporte do paciente;
- modulares: para uso em monitores anestésicos ou fisiológicos;
- manuais: alimentados por baterias e utilizados durante breves intervalos durante os quais o paciente está fora do leito;

Sendo assim, a utilização de oxímetros de pulso não apresenta maiores dificuldades no ambiente hospitalar ou em unidades de transporte de pacientes (ambulâncias). Uma das únicas restrições é a utilização durante exa-

mes de MRI, exigindo modelos específicos a tal fim, com cabos de fibra óptica, como descrito anteriormente.

Em relação ao treinamento de pessoal, este tipo de equipamento é considerado relativamente livre de problemas, exigindo pouco treinamento aos futuros usuários.

PRINCIPAIS PROBLEMAS ENCONTRADOS

Os problemas encontrados em oxímetros de pulso dividem-se em duas classes: problemas operacionais, relacionados à utilização incorreta do equipamento, e problemas funcionais, relacionados à ocorrência de defeitos internos ao equipamento.

A seguir encontram-se listados os problemas mais comuns, de acordo com cada uma das classificações acima.

Problemas operacionais

- Interferência causada por unidades eletrocicúrgicas
  As unidades eletrocicúrgicas (bisturis elétricos) geram correntes elétricas de alta freqüência, que podem causar interferências nos sensores ou cabos dos oxímetros. A maioria dos oxímetros tem circuitos de isolação ou dispositivos que interrompem temporariamente seu funcionamento durante a utilização de unidades eletrocicúrgicas. No entanto, alguns modelos "congelam" o último valor medido durante a interferência, fornecendo ao operador desavisado um valor que não corresponde à medida atual de saturação de oxigênio arterial.

- Alta intensidade luminosa ambiente
  Como os oxímetros medem sinais luminosos de intensidade muito baixa que atravessam a pele, os fotodetetores podem sofrer interferências geradas por outras fontes luminosas, como lâmpadas cirúrgicas, aquecedores de radiação e demais fontes luminosas. Usualmente são utilizadas coberturas opacas sobre os sensores, minimizando este tipo de problema. No entanto, sensores descartáveis costumam apresentar mais problemas desta natureza do que os reutilizáveis.

- Alteração dos níveis de vascularização no lóbulo da orelha
  Os níveis de vascularização do lóbulo da orelha podem variar dependendo do estado do paciente, como em casos de estresse psicológico ou choque, causando discrepâncias entre os níveis de oxigenação do lóbulo da orelha e do resto do corpo. Sendo assim, os operadores devem estar atentos aos sensores de posicionamento na orelha.
- Uso de sensores incompatíveis com o oxímetro
  Já foram detectados casos em que foram utilizados sensores incompatíveis com o oxímetro em questão, causando queimaduras nos pacientes, além da possibilidade de acarretar medidas incorretas (no caso de não ser detectado aquecimento nos sensores).
- Uso de oxímetros convencionais durante exames de MRI
  Como já citado anteriormente, existem oxímetros cujos cabos são compostos de fibras ópticas não condutivas, destinados à utilização durante exames de MRI. A utilização de oxímetros convencionais pode, além de gerar artefatos nas imagens de MRI, causar aquecimento dos cabos e dos sensores e causar queimaduras no paciente.
- Erros de medição por intoxicação de monóxido de carbono
  Há casos em que ocorre intoxicação por monóxido de carbono (CO), pois este composto se combina com a hemoglobina formando a carboxihemoglobina que é um composto estável e que tem a mesma coloração avermelhada da oxihemoglobina. Sendo assim, oxímetros de pulso não conseguem distinguir a oxihemoglobina da carboxihemoglobina, medindo a soma dos dois níveis de saturação. Quando há suspeita de intoxicação por monóxido de carbono, deve-se retirar amostra de sangue e recorrer à oximetria laboratorial apropriada para estes casos.
- Demais problemas
  Vários outros fatores podem afetar os valores medidos pelos oxímetros de pulso, como, por exemplo, injeções intravenosas de etileno azul ou indocaína verde. Esmalte de unhas também interferem nos sinais captados pelos sensores de dedos, bem como níveis extremos de anemia (baixa quantidade de hemoglobina) ou pele com alta pigmentação (barreira de alta opacidade aos feixes luminosos). Movi-

mentos do paciente que causem variações cíclicas do caminho percorrido pela fonte de luz podem também gerar artefatos. Alguns equipamentos exibem a onda pletismográfica, permitindo ao operador identificar artefatos desta natureza. Regiões corpóreas com vascularização comprometida também mascaram o resultado correto, sendo as principais causas: hipotermia, problemas de vascularização periférica, hipotensão, uso de drogas vasoconstritoras ou baixo débito cardíaco. Nestes casos, o mais aconselhável é o uso de sensores de reflexão. Outros fatores geradores de erros de medição são o uso de torniquetes, manguitos de pressão arterial ou infusões intravenosas na mesma extremidade de uso do sensor do oxímetro.

Problemas funcionais (defeitos)

A grande parte dos defeitos que ocorrem em oxímetros de pulso compreende danos nos cabos ou nos sensores. Estes defeitos geralmente ocorrem pelo desgaste natural, causado pelo manuseio destes componentes ou pela má utilização dos mesmos. É bastante comum a ocorrência de problemas como cabos partidos (sem continuidade elétrica), ocasionados por torções ou puxões, sensores defeituosos, desalinhados ou sem pressão de fixação por causa de quedas ou pancadas, além de conectores (dos cabos ou dos sensores) com mau contato, ocasionado pela soma dos fatores anteriormente citados.

ROTINAS E INSTRUMENTOS DE TESTES E CALIBRAÇÃO

A maioria dos equipamentos de oximetria de pulso já vem calibrada de fábrica, executando rotinas de autodiagnóstico (teste funcional) automaticamente depois que os equipamentos são ligados. No entanto, são necessárias calibrações preventivas de rotina ou quando há suspeita de algum mau funcionamento. Para isso, existem simuladores cuja função é testar a exatidão das medidas realizadas pelos oxímetros de pulso. Existem basicamente dois tipos de simuladores: o simulador de pulso e o simulador eletrônico. O primeiro (simulador de pulso) contém uma extremidade semelhante a um dedo, onde é acoplado o sensor do oxímetro em teste. Este dedo artificial contém um grau de opacidade e de pulsatilidade mecânica de acordo com a SpO_2 e freqüência cardíaca definidas pelo responsável

pelos testes. Já o simulador eletrônico é capaz de testar separadamente o conjunto cabo e sensor, e o console do oxímetro. Neste tipo de simulador há um conector para o cabo e o sensor, onde são feitos testes de condutividade elétrica e de funcionamento dos LEDs (vermelho e infravermelho) e do fotosensor. Há outro conector para o console do oxímetro, de forma que o simulador gera um sinal elétrico correspondente a um determinado nível de SpO_2 e freqüência cardíaca.

BIBLIOGRAFIA

BRONZINO, J.D. (ed.), **The Biomedical Engineering Handbook**. Boca Raton, Florida: CRC Press & IEEE Press, 1995. p.764-778 e p.1346-1352;

HORECKER, B.L., The absorption spectrum of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infrared, **J. Biol. Chem.**, v. 148, p.173-182, 1943;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Oximeters, Pulse**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Oximeters, In Vitro, Multiwavelength**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation, application and design**, 2nd ed., 1992. p. 752-792.

CAPÍTULO 15

SISTEMA DE ANESTESIA

Elaborado por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button
Colaboradores: Márcio Varani e Léria Rosane Holsbach

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Anestesia é um estado do sistema nervoso central no qual a resposta a estímulos nocivos é suprimida reversivelmente. Poucos procedimentos cirúrgicos podem ser realizados sem a indução de anestesia geral. O moderno sistema de anestesia consiste de um conjunto de máquinas para administrar anestésicos e monitorar o comportamento do paciente.

Nas últimas décadas, os equipamentos de anestesia tornaram-se os mais importantes objetos na sala de cirurgia. Os médicos pioneiros que praticavam anestesias precárias, com uma máscara e um frasco de éter, ficariam pasmos em observar as modernas técnicas atuais. Nas intervenções cirúrgicas realizadas até meados do século XIX, o atributo mais importante de um cirurgião era a sua velocidade e não a sua perícia.

Nos equipamentos de anestesia disponíveis atualmente nos estabelecimentos assistenciais de saúde, os fluxos de gases são medidos com precisão e frações pré-determinadas de agentes anestésicos são aplicadas através de vaporizadores. A mistura de gases e vapor anestésico que entra no circuito do paciente pode ainda ser umidificada e aquecida. Monitores computadorizados mostram continuamente números e curvas que refletem o estado fisiológico do paciente e o desempenho do equipamento de anestesia.

O sistema de anestesia é responsável pela administração de gases e, ou vapores anestésicos ao paciente, através de ventilação mecânica. O sistema fornece gases anestésicos dos fluxômetros do aparelho de anestesia para a máscara ou a sonda oro-traqueal. Funcionalmente, é um equipamento através do qual o paciente respira. Um sistema adequadamente escolhido e utilizado é um meio conveniente e eficaz para fornecer gases anestésicos (oxigênio) e remover o dióxido de carbono exalado. Um sistema mal conservado ou inadequadamente utilizado, prolonga a indução e retarda a recuperação da anestesia, podendo ocorrer problemas de natureza respiratória.

Sistemas de anestesia que funcionam inadequadamente aumentam o risco para o paciente, além de mostrarem dados errados sobre o desempenho do equipamento e sobre o estado do paciente, induzindo no anestesiologista uma enganosa sensação de segurança. Defeitos e falhas

da aparelhagem causam incidentes que podem levar a lesões irreversíveis ou à morte.

HISTÓRICO

As primeiras tentativas de evitar a dor humana começaram com a utilização de papoula, mandrágora, meimendro e álcool. Denominava-se "esponja soporífera" a esponja impregnada com ópio, meimendro e mandrágora utilizada por Hipócrates e Galeno. Era empregada para produzir anestesia por inalação.

Sabe-se que os gregos já usavam substâncias para provocar o sono como declarou Homero na Odisséia. Tal beberagem talvez incluísse o lótus, que provocava o sono do esquecimento aos navegantes da Odisséia. Talvez o lótus a que se refere a Odisséia, fosse a fruta da jujuba africana, ou da urtiga do Sul da Europa.

De 1846 a 1850: Utilizava-se éter ou clorofórmio num pano dobrado.

De 1850 a 1906: Utilizava-se cones para administrar anestésicos. Os cones dessa época eram feitos com paredes de pano de lã e algodão (aparelho de Guy em 1870); de couro (aparelho de Rendle em 1870) ou de metal (cone de Sudek em 1900).

De 1876 a 1906: Utilizava-se sistemas fechados para administrar os anestésicos. O clorofórmio era muito potente para ser administrado pelo método "fechado", mas o desejo de se obter maior potência anestésica motivou a administração "fechada" do éter. O mais conhecido destes inaladores foi o de Clover, que foi empregado por um longo período pelos médicos europeus. Estes inaladores "fechados" administravam o éter com muitos efeitos colaterais: a concentração excessiva provocava salivação e secreção mucosa e causava deficiência de suprimento de oxigênio e acúmulo excessivo de gás carbônico no organismo do paciente.

Após 1870 alguns dos praticantes de anestesia aprovaram o uso de pequenos *containers* de metal para comprimir o óxido nitroso e oxigênio, mas os trabalhos foram limitados pelo custo do aluguel dos cilindros e da compra dos gases.

Como não existia válvula de redução, o gás escapou da pressão do cilindro para ser coletado num reservatório ou bolsa de respiração, que irá ser usado pelo paciente, para inalar o anestésico.

Mais tarde ainda, no século XIX, as máquinas de anestesia foram fabricadas na Europa e na América.

Três dentistas americanos, Samuel S White, Chales Teter e Jay Heidbrink desenvolveram a primeira série de instrumentos americanos para usar em cilindros de oxigênio e oxido nitroso comprimido.

Antes de 1900, a S. S. White Company modificou o equipamento da Hewitt e comercializou a máquina de fluxo contínuo, o qual foi aperfeiçoado por Teter em 1903.

De 1895 a 1945: Em 1895 voltou-se a empregar a anestesia "aberta" com éter, que somente teve aceitação geral de 1905 a 1910. O método era bastante satisfatório sendo utilizado até os nossos dias, embora atualmente tenha sido preterido pelos vaporizadores "inalatórios".

De 1867 a 1941: Utilizava-se a administração de vapor anestésico gerado num vaporizador mecânico.

De 1894 a 1945: Utilizava-se anestesia com gás. Pode-se dizer que a anestesia moderna a gás teve início quando se conseguiu a regulação eficaz da porcentagem de mistura do anestésico com o oxigênio.

Heidbrink incorporou as válvulas de redução em 1912 e no mesmo ano, importantes desenvolvimentos foram iniciados pelos médicos Frederick e Walter Boothby da Universidade de Harvard, que introduziram o medidor de fluxo através de borbulha permitindo uma precisão maior na proporção de gases e na taxa de fluxo. James Taylor Gwathmey, de Nova York, incorporou tais desenvolvimentos em uma máquina prática e portável que foi apresentada em um congresso médico em Londres, ainda em 1912.

Paralelamente em Lubeck, Alemanha, Heinrich Draeger e seu filho Bernhaard adaptavam a tecnologia de gás comprimido (originalmente desenvolvida para equipamentos de minas) para éter e clorofórmio-oxigênio para anestesia.

Em 1910 Elmer Mckesson, um dos primeiros especialistas em anestesiologia dos Estados Unidos, desenvolveu uma série de máquinas a gás.

De 1920 a 1940 ocorreram grandes progressos na anestesiologia, decorrente de esforços de muitos pesquisadores e médicos.

De 1940 em diante, a anestesiologia foi reconhecida e aceita como especialidade científica e médica.

A introdução do assunto Segurança em Anestesia foi coordenada pelo American National Standards Institute (ANSI), Comitê Z 79, o qual foi responsável, desde 1956 até 1983, pela American Society of Anesthesiologists. Desde 1983 representantes da indústria, governo e profissionais da saúde têm encontros no Comitê Z 79 da American Society para realização de testes. Eles estabelecem metas voluntárias que podem tornar-se padrões nacionais aceitos para a segurança dos equipamentos de anestesia.

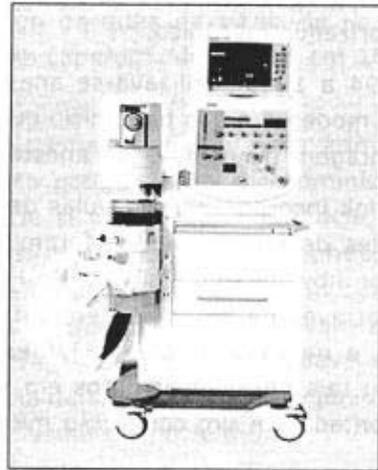
(a)

(b)

Figura 1 — Vista geral de equipamentos de anestesia. (a) Takaoka e (b) Siemens.

FUNDAMENTOS DA ANESTESIA INALATÓRIA

Para uma substância qualquer produzir um efeito farmacológico desejado, uma dose adequada de um composto da substância de potência suficiente, deve ser administrada ao paciente e conduzida ao local de ação efetiva. Usualmente, a via de administração oral ou parenteral é utilizada na terapia com drogas. Entretanto os anestésicos inalatórios são únicos no sentido de que o trato respiratório é utilizado como meio de entrada da substância no corpo.

Embora o modo preciso de ação dos anestésicos não seja completamente compreendido, é claramente reconhecido que o local de ação primária é o cérebro. O objetivo na anestesia clínica é atingir uma pressão parcial adequada do anestésico no cérebro para que ele possa exercer o efeito desejado. O efeito varia de acordo com a concentração desenvolvida no cérebro. A concentração no tecido é o produto da solubilidade e da pressão parcial do anestésico nesse tecido. A solubilidade de um anestésico é considerada uma constante para fins práticos, porém a pressão parcial é mutável, controlando, deste modo, a concentração efetivamente presente no anestésico. A pressão parcial do anestésico no cérebro é indiretamente controlada pela composição da mistura gasosa inalada.

Pelo controle da composição da mistura gasosa inspirada, um gradiente de pressão é criado entre a atmosfera inspirada e a circulação sangüínea no cérebro, de modo que o anestésico flui ao cérebro ou volta dele, com os sistemas respiratório e circulatório servindo de dutos. Durante a indução da anestesia, a concentração desejada de anestésico é introduzida através de uma mistura de gases inspirada. Quando o anestésico chega aos alvéolos, um gradiente decrescente de pressão é criado entre a mistura inspirada e o gás alveolar e subseqüentemente no sangue arterial e no cérebro. Durante a recuperação, à medida que é permitido ao anestésico escapar para a atmosfera, ocorre uma inversão do gradiente de pressão, e o anestésico se desloca a favor do gradiente vindo do cérebro para o sangue, para o gás alveolar e finalmente para a atmosfera externa.

SISTEMA DE ANESTESIA

Componentes do Sistema de Anestesia

Os sistemas de anestesia fornecem uma mistura de gases com proporções variadas para controlar o nível de consciência do paciente durante a cirurgia. O paciente é anestesiado pela inspiração de uma mistura de oxigênio, óxido nitroso e um vapor de anestésico volátil.

Um sistema de anestesia deve ser tão leve quanto possível para ser facilmente deslocado. Não deve ter bordas ou pinos agudos e todos os controles devem ser claramente visíveis. É constituído de três partes: Seção de fluxo contínuo, Sistema respiratório e Ventilador (NBR 13730).

Seção de Fluxo Contínuo

Parte do aparelho que tem a função de misturar os gases e, ou vapores anestésicos para serem administrados ao paciente através do sistema respiratório (NBR 13730). Composto por: Fluxômetros e Vaporizadores.

Sistema respiratório

Conjunto de dispositivos que permite ao anestesista fornecer uma mistura de gases e vapores anestésicos ao paciente (NBR 13730). Classifica-se em:

- Sem absorvedor de CO_2

- Com absorvedor de CO_2

Ventilador

É o equipamento conectado às vias aéreas do paciente para promover ou completar a ventilação pulmonar (NBR 13763), devido à diminuição da respiração com a aplicação dos anestésicos. Para o estudo do funcionamento do ventilador, diagrama em blocos, tipos de ventiladores, etc, consultar material específico sobre Ventilador Pulmonar.

Além das três partes básicas citadas na norma brasileira, também podem ser incorporados ao sistema de anestesia:

- Sistema antipoluição;

- Instrumentos para monitorar o sistema de anestesia;
- Instrumentos e equipamentos para monitorar o paciente.

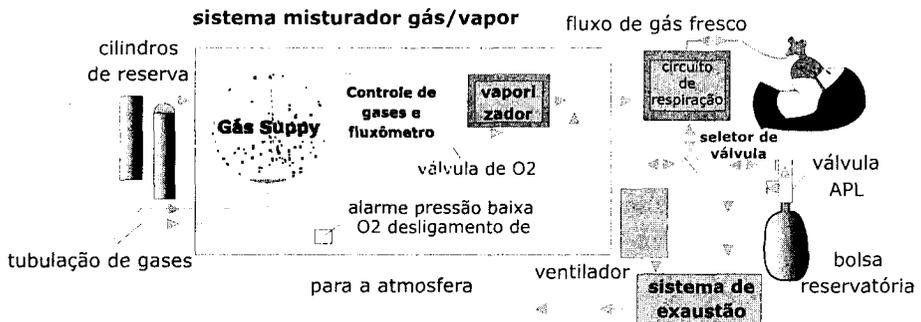



Figura 2. Diagrama em blocos simplificado de um Sistema de Anestesia.

Conceitos básicos

A seguir são apresentadas algumas nomenclaturas e conceitos básicos relacionados aos componentes de um sistema de anestesia.

Conexão e canalização de gases

O sistema de anestesia possui conexões rosqueadas ou do tipo engate rápido para conectar-se à rede de gases hospitalar. Todas as conexões devem ser identificadas com a cor padrão e, ou fórmula química ou nome do gás conforme NBR 11096. As conexões para cilindro também devem ser claras e atender a NBR 12510. A cada conexão de válvula plana deve ser associado um manômetro para indicar a pressão interna do cilindro.

As entradas de gases são padronizadas de acordo com a NBR-254 que estabelece, basicamente, requisitos de segurança para evitar trocas acidentais entre conexões de um e outro gás. As roscas para óxido nitroso, ar comprimido e oxigênio diferenciam-se entre si pelos diâmetros externos dos bicos de encaixe, o que garante o engate apenas da conexão do gás correspondente. A rosca de oxigênio, além de possuir diâmetro de rosca diferente, também tem bico de encaixe especial, isto evita trocas acidentais.

As pressões de entrada dos gases nos carrinhos (sistemas) de anestesia devem estar estabilizadas entre 3,5 a 4,0 Kgf/cm^2 (50psi) e devem ser reguladas através de válvulas reguladoras situadas no painel dos gases ou em alguns casos, nos próprios carrinhos.

Fazem parte da canalização: tubos, uniões, válvulas unidirecionais, conectores de controle de fluxo, alarmes pneumáticos e manômetros.

Entre a saída dos vaporizadores e a saída comum dos gases deve existir uma válvula de segurança que abra a uma pressão de 35 kPa.

Exceto onde as conexões não são intercambiáveis, o conteúdo de gás da canalização do aparelho deve ser prontamente identificável em cada junção. A canalização dos gases deve suportar, sem ruptura, pressão de duas vezes a pressão de trabalho.

Misturador de gases (Blender)

Dispositivo que recebe suprimentos separados de oxigênio e de outros gases medicinais e que fornece uma mistura destes gases em concentrações controladas pelo médico anestesista.

Saída comum de gases

Ponto identificado da seção de fluxo contínuo do aparelho, através do qual gases e, ou vapores anestésicos são liberados ao sistema respiratório.

Sistema de controle de fluxo

Mecanismo que permite o controle do fluxo dos gases.

Sistema de segurança contra falta de 0_2

Os equipamentos de anestesia devem ter um sistema que interrompa o fluxo dos gases quando a pressão de oxigênio se reduzir a um valor abaixo da pressão normal deste gás. Deve possuir também alarmes sonoros e visuais rotulados que sejam ativados quando a pressão de fornecimento de 0_2 reduzir-se a um valor abaixo da pressão de trabalho. Esses alarmes não poderão ser desligados e só serão desativados quando se restabelecer a pressão normal de oxigênio. Outra opção é manter um analisador de oxigênio ligado no aparelho para registrar a concentração de oxigênio na saída comum dos gases com alarmes.

Segundo a NBR 13730, o alarme (se houver alarme elétrico) deve soar pelo menos 7 (sete) segundos, após a interrupção do fornecimento de oxigênio e também após o restabelecimento da pressão do gás. Este alarme só deverá desligar-se com o restabelecimento da pressão de oxigênio.

O analisador de oxigênio deve emitir alarmes sonoros e visuais quando ocorrem concentrações abaixo de 21%.

Apresenta-se a seguir, a descrição de alguns dos sistemas comerciais automáticos de proteção contra a falta de fluxo e de pressão do oxigênio.

Sistema servomático de pressão e fluxo Takaoka

Neste sistema interrompem-se os fluxos de todos os outros gases quando a pressão de alimentação de oxigênio cai abaixo de 15 psi (103 kPa). Também é acionado automaticamente um alarme auditivo e visual de baixa pressão de oxigênio.

Este sistema foi projetado para garantir uma concentração nominal mínima de 25% de oxigênio na mistura oxigênio/N_2O.

Descrição do sistema: os fluxos de O_2 e N_2O passam, inicialmente, pelo sistema servomático de pressão e seguem então para o sistema servomático de fluxo, onde o *knob* de O_2 regula o fluxo deste gás e limita automaticamente o fluxo de N_2O para garantir uma concentração mínima de 25% de O_2. O fluxo de N_2O é regulado depois pelo botão de controle de N_2O. O Fluxo de N_2O encontra-se, portanto, submetido a uma dupla regulagem. A primeira pelo botão de O_2 através do servomático de fluxo, a segunda pelo botão de controle de N_2O.

Sistema de segurança Foregger

O sistema "Dual Guardian" garante uma concentração mínima de 25% de oxigênio na mistura oxigênio e N_2O limitando automaticamente o N_2O em função do fluxo de oxigênio. Este sistema interrompe todos os outros fluxos quando a pressão de oxigênio cai abaixo de um determinado valor. Foi o sistema pioneiro.

Sistema de segurança Ohmeda

O sistema "Link 25" garante uma concentração mínima de 25% de oxigênio para misturas gasosas contendo apenas oxigênio e N_2O. É

constituído por uma corrente interligando as válvulas de controle de fluxo de O_2 e N_2O no bloco de fluxômetros.

OBS: Vale lembrar que todos estes sistemas de segurança, apesar de reduzirem os acidentes de falta de oxigênio, não são absolutos e podem falhar.

Manômetro

É o instrumento que mede a pressão de um gás (menor e maior) em relação ao meio ambiente. Os instrumentos devem ser claramente identificados em seu mostrador, por cor, símbolo químico ou nome dos gases cuja pressão registram. A unidade é kPa. Os manômetros de alta e baixa pressão, para oxigênio e óxido nitroso, têm escalas em kgf/cm^2 e kPa. Nos aparelhos de anestesia devem ser usados somente manômetros do tipo aneróide, digital ou linear.

Cada conexão de gás fornecido por cilindros de válvula plana, deve ter manômetro próprio ou outro indicador de conteúdo, sendo que a pressão máxima indicada pelo manômetro deve ser de 33% a 100% maior que a pressão máxima permitida no cilindro do gás. A pressão máxima considerada é a pressão de enchimento a 21º C medida à temperatura de 50º, exceto para o óxido nitroso e gás carbônico.

- Manômetro de baixa pressão de oxigênio: indica a pressão de oxigênio liberado para a válvula reguladora interna do equipamento a partir da fonte de alimentação do equipamento.
- Manômetro de baixa pressão de óxido nitroso: indica a pressão de óxido nitroso existente a partir da fonte de alimentação do equipamento.
- Manômetro de alta pressão de oxigênio: indica a disponibilidade de gás no cilindro reserva de oxigênio.

Válvulas unidirecionais

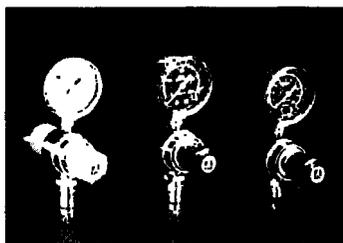
Válvulas que só permitem o fluxo de um fluido em uma única direção (NBR 10012).

Quando usada na canalização, tem a função de impedir o fluxo reverso do gás, já a válvula de Oxigênio, tem a função de impedir o retorno deste gás à fonte principal, enquanto a válvula de Óxido Nitroso, tem a função de impedir o retorno deste gás a fonte principal no caso de falta na fonte.

Válvula direcional

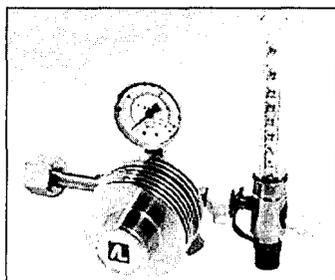
Válvula destinada a controlar o fluxo de um fluido em determinada direção (NBR 10012).

Válvulas reguladoras de pressão

Dispositivo que reduz e controla a pressão de um gás, mantendo uma pressão constante de saída mesmo sob a ação de pressões e fluxos de admissão diferentes. Chamada também válvula redutora. Alguns tipos são mostrados nas figuras a seguir.

Pressão de entrada: 20 kgf/cm2 (máxima)

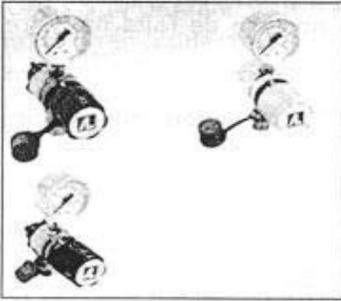
Pressão de saída: 0 a 5 kgf/cm2 (ajustável)

Vazão: 180 1/min

Figura 3 - Reguladores de pressão para posto em rede canalizada: A = ar comprimido, B = Óxido Nitroso, C = Oxigênio.

Pressão de entrada: 200 kgf/cm2 (máxima)

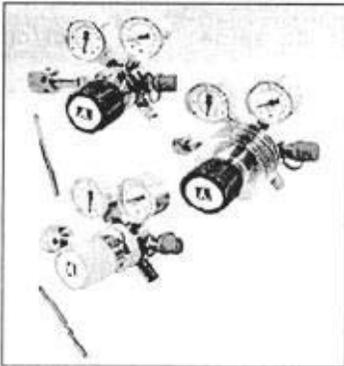
Pressão de saída: 3,5 kgf/cm2 (ajustável)

Vazão: 15 l/min

Figura 4 - Reguladores de pressão com fluxômetro para cilindro (Air liquide).

Pressão de entrada: 0 a 300 kgf/cm2

Pressão de saída: 3,5 kgf/cm2

Vazão: 60l/min

Figura 5 - Reguladores de pressão fixa para cilindros (Air Liquide)

Pressão de entrada: 300 kgf/cm2

Pressão de saída: O a 10 kgf/cm2 (ajustável)

Vazão: 30 m3/h

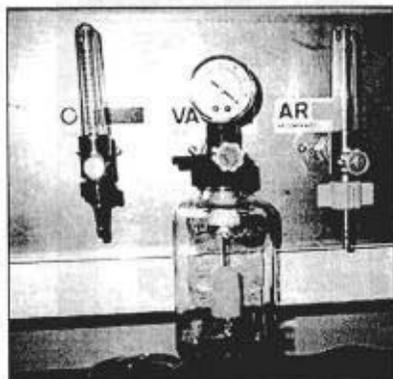
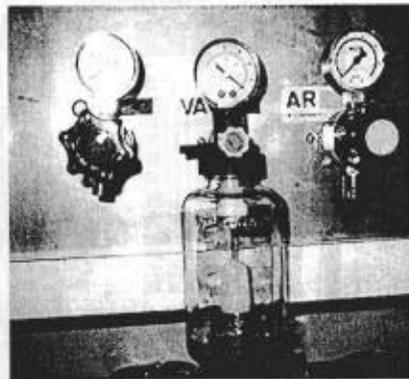
Figura 6 - Reguladores de pressão ajustáveis para cilindros Ar comprimido, Oxigênio e Óxido Nitroso

(a) (b)

Figura 7 - (a) Painel com fluxômetro de parede de oxigênio, uma válvula com frasco de vácuo e uma de ar (White Martins). (b) Válvula redutora de oxigênio, uma válvula rede com frasco de vácuo e uma válvula redutora de ar comprimido (White Martins).

Seção de Fluxo Contínuo

Fluxômetro

O bloco de fluxômetros é o conjunto de fluxômetros que permite a mistura de gases em concentrações e fluxos adequados. São dotados de válvulas e dispositivos de segurança.. O sistema de controle de fluxo deve ser próprio para saída comum dos gases. Se existir mais de um fluxômetro para um mesmo gás, os fluxômetros devem possuir uma única válvula de controle. O controle de fluxo do oxigênio deve ser distinguido fisicamente dos demais, mas não deve ser menor que os demais controles. Os controles devem obedecer às normas brasileiras e serem claramente identificáveis com as cores padronizadas e as fórmulas químicas.

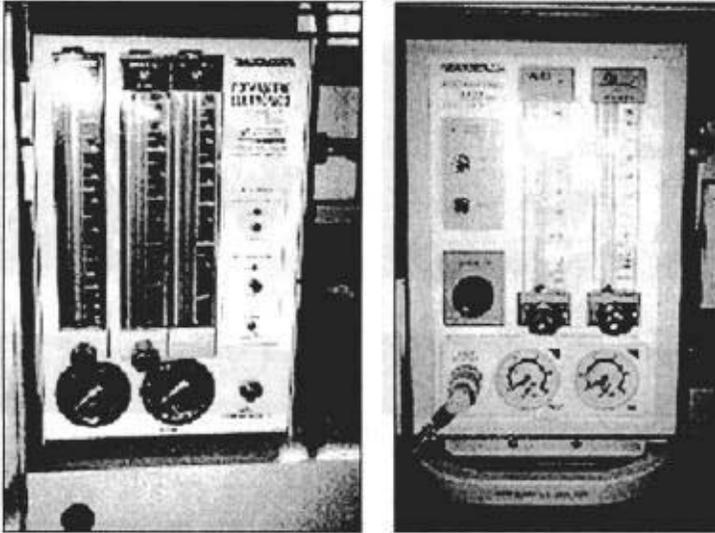



Figura 8 - Fluxômetro de ar comprimido (Takaoka) e um fluxômetro de oxigênio (Takaoka) usado em painéis de sistemas de anestesia.

Após a entrada, os gases passam pelas válvulas reguladoras de pressão onde as pressões das redes são reduzidas. Os gases passam pelos sistemas servomático de pressão e servomático de fluxo seguindo para as válvulas de agulhas. Os fluxos dos gases são misturados antes da conexão de saída, sendo então enviados ao vaporizador. Após a adição dos elementos vaporizados, a mistura gasosa retorna ao bloco de fluxômetros para seguir até a saída comum dos gases.

Figura 9 - Fluxômetros de oxigênio e de ar comprimido (Air Liquide).

O fluxômetro é constituído por um tubo cônico transparente, uma esfera (flutuador) e uma escala calibrada. Permite uma distribuição uniforme do fluxo de gás em torno do flutuador e com as válvulas de agulha pode-se variar o fluxo desejado.

Medem o fluxo de fluidos (líquidos ou gases). Com baixos fluxos, o gás passa por uma região que equivale a um "tubo" (espaço entre o flutuador e a parede do fluxômetro), enquanto que com alto fluxo, o gás passa por uma região considerada como orifício, pois como o fluxômetro é cônico, a região compreendida entre o flutuador e a parede do fluxômetro nas regiões superiores do fluxômetro se comporta como um orifício. Os fluxômetros são calibrados para determinadas condições ambientais e para cada gás especificamente. Não se deve utilizar um fluxômetro calibrado para determinado gás, com outro. Lembre-se que dois gases podem ter densidades semelhantes, mas viscosidades diferentes. Como conseqüência, com altos fluxos (turbilhonares) podem ser utilizados no mesmo fluxômetro, porém com baixos fluxos (laminares) estacionários incorre-se em erro.

Quando existem dois fluxômetros para um mesmo gás deve estar registrado fluxo baixo e fluxo alto. Cada fluxômetro deve ser calibrado em

L/min. A calibração deve ser feita sob condições normais de temperatura e pressão (20 ± 1)°C, 760 mmHg.

Fluxômetros não-compensados a pressão

São empregados obrigatoriamente nos equipamentos de anestesia. A válvula de agulha localiza-se na entrada do fluxômetro. Um aumento da resistência na saída do fluxômetro resulta na compressão do gás, levando a uma leitura menor que a real.

Fluxômetro compensado a pressão

São empregados em oxigenoterapia. A válvula de agulha localiza-se na saída do fluxômetro e o fluxômetro trabalha pressurizado à pressão de alimentação. São calibrados para pressões de 3.5 kgf / cm^2.

Vaporizador

O vaporizador é usado para fazer a mudança do estado físico de um agente volátil de líquido para vapor e diluí-lo em concentrações compatíveis com a utilização clínica. O vaporizador deve liberar de maneira quantificada e controlada o fluxo de gases que vai para o paciente. Os anestésicos inalatórios são halotano, enflurano, isoflurano, desflurano e sevoflurano. São líquidos voláteis à temperatura e pressão ambientes e devem ser transformados em vapor para uso clínico. O Óxido Nitroso é usado para potencializar o agente anestésico inalado pelo paciente.

À medida que a vaporização ocorre, por um processo que consome energia, a temperatura do líquido diminui e a vaporização também (quanto menor a temperatura, menor será a pressão de vapor). A pressão de vapor de um anestésico eleva-se quando é aquecido e cai quando é esfriado. Portanto, é necessário que essa perda seja minimizada. O uso seguro de vaporizadores para esses agentes, exige um conhecimento de vaporização de acordo com a teoria cinética da matéria que as compõe.

Umidificação

O ar que passa através do nariz a caminho dos pulmões é submetido à função de condicionamento do ar das vias aéreas superiores, que consiste no aquecimento, umidificação e filtração. Umidificação é o processo de acrescentar umidade (vapor d'água) a um gás, assumindo uma importância

clinica especial porque o paciente está respirando gases anestésicos secos que podem produzir efeitos prejudiciais como a perda de calor.

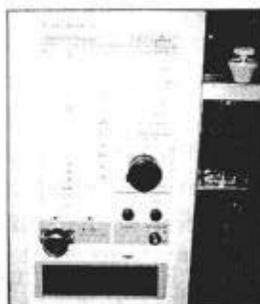
Tipos de vaporizadores

A figura 10 mostra os tipos de vaporizadores mais utilizados no Brasil:

(A) Vaporizador universal com fluxômetro (Takaoka);

(B) Vaporizador universal com fluxômetro eletrônico microprocessado (Takaoka);

(C) Vaporizador calibrado;

(D) Vaporizador universal sem fluxômetro (Narcosul).

10A 10B

10C 10D

Vaporizador calibrado

O vaporizador calibrado permite estabelecer a concentração desejada de agente anestésico volátil. É calibrado especificamente para cada agente anestésico. A regulagem da concentração é feita através de um dial graduado que altera a proporção do gás que flui através do desvio para o que flui através da câmara de vaporização dispensando cálculos. A unidade é definida como o número de unidades de volume de um gás em relação a 100 unidades de volume da mistura total de gás. Este tipo de vaporizador é calibrado no sistema de ventilação em volumes percentuais, evitando a necessidade de cálculos. Ele possui compensação automática de temperatura e fluxo. É normal a faixa de temperatura na qual a calibração permaneça efetiva variar de 15 °C a 30 °C. A norma técnica dentro desses limites estipulados pelo fabricante não deve apresentar variação maior que 20% para mais ou para menos da concentração liberada em cada ponto da escala. Cada vaporizador calibrado é destinado especificamente a um determinado tipo de agente anestésico. Dependendo do fabricante do vaporizador este deve ser calibrado de 6 a 12 meses para que as porcentagens sejam exatas. O fluxo total é proveniente do bloco de fluxômetro, após entrar no vaporizador é dividido em duas partes:

Fluxo da câmara - Parcela do fluxo total regulada pelo ajuste de controle do vaporizador e pelos sistemas automáticos de compensação, sistemas estes regidos pela temperatura do fluxo. Este fluxo atravessa a câmara de vaporização, onde se satura com vapor de agente anestésico.

Fluxo Diluente - Parcela do fluxo total que se segue diretamente para a saída do vaporizador, sem ter contato com o anestésico.

Vaporizador com fluxômetro

A concentração de anestésico é controlada por fluxômetro. Esses vaporizadores podem ser usados com todos agentes anestésicos voláteis e com todos os fluxos, incluindo os empregados para técnicas de fluxo baixo e sistema fechado. O método de vaporização empregado é o borbulhamento.

O fluxômetro controla a concentração, ajustando o fluxo de gás que promove a vaporização. A concentração de anestésico a ser administrado ao paciente deverá ser obtida pela variação do fluxo de borbulhamento e

do fluxo diluente. Se aumentar o fluxo de borbulhamento, aumenta a concentração final, se diminuir o fluxo, diminui a concentração final, logo, o fluxo de borbulhamento é diretamente proporcional à concentração final. O fluxo diluente ou fluxo total é inversamente proporcional à concentração final. A diminuição de temperatura do anestésico faz com que sua pressão de vapor diminua. Como a temperatura volátil diminui durante o processo de vaporização, esses vaporizadores possuem termômetros para possibilitar alterar os fluxos de borbulhamento e de diluição, para manter a concentração constante na saída. Obtém-se uma vaporização eficaz aumentando a superfície disponível para vaporização através de uso de bolhas muito pequenas.

Vaporizador sem fluxômetro

O aparelho não permite conhecer previamente a concentração de anestésico administrado ao paciente em determinado intervalo de tempo, mas permite, por consumo do anestésico, determinar a concentração média. A concentração é aumentada ou diminuída através de sinais clínicos do paciente ou de um analisador de gases. É chamado tipo universal por permitir ser usado com qualquer agente anestésico volátil. Possui uma câmara de vaporização de vidro e à medida que a vaporização se processa, a temperatura do líquido restante cai e a concentração liberada não se mantém constante.

Utiliza-se o método de borbulhamento para promover a vaporização e um desvio de duas correntes de fluxo para regular a concentração. Uma, de fluxo diluente, dirige-se à saída do vaporizador e outra, de fluxo de borbulhamento que segue para a câmara de vaporização, onde flui através do líquido anestésico provocando o borbulhamento.

Sistema respiratório

A seção do sistema respiratório é constituída de tubos, conexões, válvulas e balão de anestesia e permite ao anestesista fornecer uma mistura de gases e vapores anestésicos provenientes do equipamento de anestesia.

São classificados em: Sem absorvedor de CO_2 (sistema aberto) e com absorvedor de CO_2 (sistema fechado). Ambos podem ser avalvulares ou valvulares, como é apresentado a seguir.

Sistema respiratório sem absorvedor de gás carbônico (CO_2)

O sistema sem absorvedor de CO2 não possui o componente químico capaz de reagir com CO2 para eliminá-lo do sistema. Estes sistemas podem ser valvulares e avalvulares. Normalmente são utilizados em anestesia pediátrica.

Sistemas avalvulares

Consistem de reservatório, tubo corrugado, entrada para o fluxo de gases frescos, tubo para conexão com paciente, válvulas de escape (*pop-off*). Estes sistemas permitem a eliminação do excesso de gases expirados para atmosfera ou para um sistema antipoluição.

São caracterizados pela ausência de válvulas para direcionar o fluxo dos gases dentro ou para fora dos pacientes (figura 11).

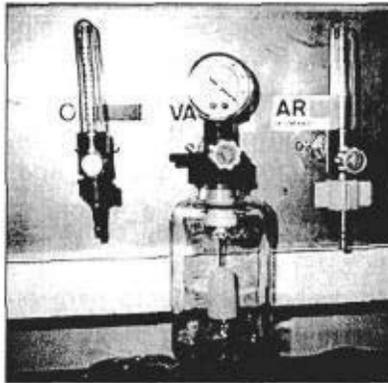



Figura 11 - Sistema respiratório (de Ventilação) aberto avalvular.

Sistemas Valvulares

Possuem na sua constituição uma válvula ins-expiratória, que é única, funcionando como válvula inspiratória ou como válvula expiratória.

Não há mistura de gases inalados e exalados depois da máscara facial ou do tubo endotraqueal. O espaço morto mecânico do sistema, ou seja, o

volume de gases expirados que o sistema respiratório do equipamento permite que seja reinspirado, sem que haja uma alteração substancial do teor de CO2, é igual ao espaço morto da válvula.

Sistema respiratório com absorvedor de gás carbônico (CO_2)

O sistema respiratório, neste caso, contém um absorvedor de CO_2. Um sistema valvular ou não, determina um fluxo unidirecional de gases, separando os gases inspiratórios dos expiratórios. É composto de: absorvedor, absorvente, entrada de gases frescos (é a conexão do sistema respiratório através da qual a mistura de gases proveniente da seção de fluxo contínuo do aparelho de anestesia entra no sistema), válvula unidirecional, válvula de escape, traquéias, peças em Y, bolsa reservatório, manômetro de pressão, circulador e filtro antibacteriano. O recipiente que contém o absorvente é denominado canister. Suas paredes devem ser de material transparente para permitir a observação da cor do absorvente e saber quando será trocado.

Os absorvedores mais modernos possuem dois canisters (figura IV.9), colocados em oposição e intercambiáveis. Após a exaustão do absorvente, que pode ser acompanhada por sua mudança de cor, o canister inferior, contendo absorvente parcialmente usado, é deslocado para cima e o canister com absorvente fresco passa ocupar a posição inferior.

Absorvente de CO_2

Há dois tipos de absorventes: cal com hidróxido de bário e cal com hidróxido de sódio (cal sodada). No Brasil o mais usado é cal sodada. Sua função é retirar CO_2 da mistura a ser inalada pelo paciente através de reação de neutralização, onde a base é um hidróxido e o ácido é o acido carbônico. A reação do CO_2 com a cal sodada ou com outro absorvedor qualquer é uma reação química exotérmica, com formação de água. O calor e a umidade gerados são incorporados aos gases inspirados pelos pacientes, climatizando-os.

Figura 12 - Sistema de ventilação (respiratório) com absorvente de CO_2.

Sistema Anti-poluição

É o sistema para coletar e remover o gás expirado e o excesso de vapores anestésicos, liberados de válvulas ou saídas de equipamentos, usados para administrar anéstésicos sob condições normais de operação ou exalados pelo paciente quando conectados a tais equipamentos.

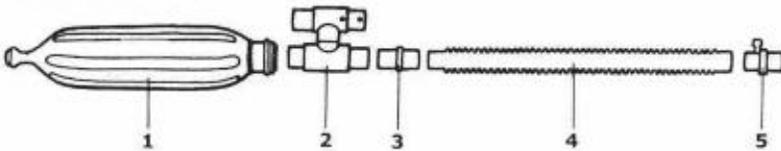



Figura 13 - Sistema anti-poluição

Ventilador Pulmonar em um Sistema de Anestesia

A avaliação e o controle da ventilação pulmonar é parte integrante da prática anestésica devido à depressão respiratória relacionada com a dose que é parte da farmacologia dos atuais anestésicos de inalação. O ventilador de anestesia tornou-se um acessório importante para o sistema de respiração anestésico possibilitando uma ventilação confiável.

O Ventilador pulmonar é um dispositivo automático que é conectado às vias aéreas do paciente para aumentar ou prover a ventilação ao paciente (NBR13763).

A ventilação artificial deve propiciar o fornecimento de gases umidificados, aquecidos e não poluídos às vias aéreas e é usada para exercer duas

funções básicas:

- Manutenção da ventilação alveolar apropriada para suprir as demandas metabólicas do paciente. Portanto, busca promover uma eliminação adequada de CO2 e uma oferta suficiente de 02 para manter o equilíbrio acido-básico.
- Manutenção de volumes e das características elásticas dos pulmões para impedir a deterioração da mecânica pulmonar.

Um ventilador deve ser capaz de insuflar os pulmões do paciente (fase inspiratória), permitir a deflação pulmonar (fase expiratória) e deter o processo de inspiração para iniciar a expiração (ciclagem da fase expiratória para a fase inspiratória) e determinar a expiração para iniciar nova fase inspiratória (ciclagem da fase expiratória para a fase inspiratória).

Em anestesia, na maioria dos casos, a ventilação mecânica é realizada por ventiladores que geram pressão positiva nas vias aéreas (IPPV) e são do tipo controladores. Um controlador é um ventilador que infla os pulmões do paciente, independente do seu esforço inspiratório, realizando assim o controle total da ventilação.

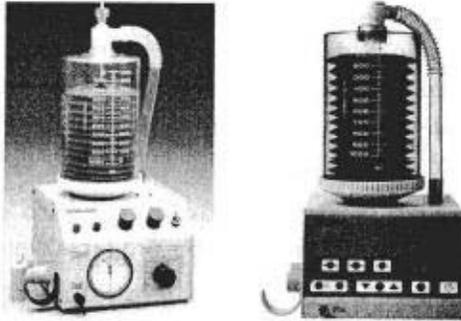



Figura 14 - Dois modelos de ventiladores para anestesia da Takaoka.

O ventilador para anestesia conta com um fole dentro de uma campânula transparente para a dosagem do volume corrente que será enviado ao paciente. O espaço interior do fole encontra-se em contato com o circuito pneumático de acionamento do fole, movimentando-se de acordo com as diferenças entre suas pressões. No início de uma fase inspiratória, o fole encontra-se distendido e preenchido com os gases a serem enviados ao paciente. O circuito de acionamento do fole envia um fluxo de oxigênio ou ar comprimido que entra no espaço compreendido entre o fole e a campânula, gerando um aumento de pressão que causa o deslocamento do fole. O volume de gases contido no interior do fole é então introduzido no sistema respiratório. Na fase expiratória, o dispositivo exerce a força de retorno do fole, o qual sobe sendo preenchido pelos gases que entram no ventilador através de conexões.

O assunto Ventilador Pulmonar é bastante vasto e indica-se a leitura do material completo.

SEGURANÇA E MANUTENÇÃO DE SISTEMAS DE ANESTESIA

Uma manutenção inadequada em uma unidade de anestesia pode causar lesões e morte para o paciente e para o pessoal do Hospital.

Se a unidade de anestesia usa agentes anestésicos inflamáveis, todo o cuidado é requerido. Vazamentos de gás podem afetar a exata proporção

do gás injetado no paciente e acarretar estados de cianose, bem como, acumular produtos voláteis na sala cirúrgica.

Os níveis de traços de anestésicos podem causar danos à saúde se os operadores ficarem expostos a estes na sala cirúrgica, bem como, complicações na gestação de uma criança.

A ligação inadequada do suprimento de gás, falhas nos alarmes, nível baixo na pressão de oxigênio e calibração errônea dos indicadores de misturas de gases, podem causar fatalidades.

Por causa dos enganos, pode haver severas conseqüências, de modo que, a operação e manutenção das unidades de anestesia devem ser feitas somente por pessoas com conhecimento destas e suas funções.

Portanto, observa-se a necessidade de haver manutenções preventivas regulares e um estoque de peças para manutenção, principalmente, de válvulas e partes de borrachas, pois estas são as que sofrem maiores desgastes.

Riscos associados à utilização de sistemas de anestesia

Os acidentes envolvendo anestesia, apesar de poderem ser evitados com procedimentos simples e triviais, continuam ocorrendo com freqüência. É impossível listar todos os riscos concebíveis, entretanto os mais comuns e sérios serão analisados. Muitos envolvem modelos de equipamentos obsoletos (ainda em uso) ou situações peculiares, que têm causado modificações nos projetos, feitas pelos fabricantes, para eliminar e reduzir tais riscos.

Hipoxemia (falta de oxigênio)

É uma temerosa complicação, tendo como conseqüências ao paciente a morte ou lesões (danos) cerebrais. O dano depende do grau de hipoxemia e o tempo de duração da mesma. Nem pressão sangüínea ou freqüência cardíaca são indicadores confiáveis do estado de hipoxemia. O significado fisiológico é qualquer estado em que uma quantidade inadequada de oxigênio está disponível para ou é utilizada por tecidos, seja qual for a causa ou intensidade.

Os aspectos que envolvem a hipoxemia, normalmente estão relacionados diretamente a problemas com o suprimento de oxigênio, dentre os quais são destacados:

Problemas com a linha de tubos:

- Pressão de trabalho insuficiente;
- Mau funcionamento de válvulas reguladoras de pressão; Falha do sistema de alarme de baixa pressão;
- Alarme de baixa pressão funciona, mas a equipe não sabe o que fazer;
- Fechamento acidental da válvula de alimentação do centro cirúrgico;
- Vazamento de oxigênio nas conexões ou dobra na mangueira de alimentação;
- Ausência de manutenção preventiva em equipamentos e instalações de gases medicinais;
- Manômetros não aferidos indicam erroneamente a existência de gás em cilindros vazios.

Problemas com cilindros:

- Quando a tubulação principal não está em uso ou falhar: o acidente pode ocorrer se os cilindros reservas não estiverem cheios. Deste modo, uma forma de evitar este risco é utilizar duplos cilindros junto aos equipamentos de anestesia. É de importância vital a verificação da pressão dos cilindros antes de se iniciar a anestesia;
- Desconhecimento do manuseio: além de se dispor de cilindros cheios nas salas de cirurgia, o pessoal envolvido em cirurgias deve saber manuseá-los corretamente;
- Instalação imprópria: quando a instalação de cilindros é feita por pessoal inexperiente e não treinado, acidentes podem ocorrer na substituição (regulagem imprópria da válvula redutora de pressão, Remoção incompleta da capa protetora contra poeira ou mesmo conexão em tomadas de gás incorretas);

- Problemas na válvula do cilindro: cilindros cheios podem ter suas válvulas danificadas, impedindo a liberação correta do gás;

Problemas com o equipamento:

- Muitas tubulações de conexão internas e externas de equipamentos de anestesia são feitas de plástico podendo ser deformadas (dobradas) impedindo a passagem adequada de gás;
- Problemas relativos aos usuários: a não compreensão dos dispositivos de proteção dos equipamentos de anestesia por parte do usuário constitui um sério risco;
- Válvula de segurança para falha no oxigênio: esta válvula é projetada para eliminar o fluxo de óxido nitroso quando há falta de oxigênio. Entretanto, esse dispositivo não garante que o fluxo de gás seja adequado, pois depende somente da pressão. Estudos do funcionamento de cada dispositivo deste tipo devem ser adequadamente feitos na ocasião da aquisição desse equipamento;
- Dispositivos de alarme: os dispositivos de alarme integrados à maioria dos equipamentos são do tipo sonoro ou visual. No caso da válvula de segurança, são acionados por intermédio de pressão, não monitorando fluxo, o que cria uma falsa idéia de segurança. Além disso, existe o fato de que alguns deles podem ser desligados ou usarem bateria, o que permite mais duas possibilidades de falha. Outros tipos de alarme são soados utilizando-se o próprio fluxo de gases anestésicos, o que aumenta o consumo e deixa de atuar em caso de falha simultânea do anestésico e oxigênio.
- Variações na pressão do suprimento de óxido nitroso: variações de pressão podem ocorrer e causar com isso uma alteração na concentração de óxido nitroso em relação ao oxigênio, causando hipoxemia;
- A liberação de outros gases, que não o oxigênio, pode ocorrer devido a alterações na cor dos cilindros ou erro na colocação de identificação do mesmo;
- Ligações cruzadas entre diferentes sistemas de gases podem surgir, principalmente na execução de reformas ou reparos. Dentro das salas

de cirurgia, as tomadas de gás podem ser erroneamente instaladas, fato que obriga uma inspeção antes da liberação da rede para o uso. Estas ligações cruzadas podem acontecer inclusive dentro do próprio equipamento, na ocasião da montagem pelo fabricante ou equipe de manutenção do hospital;

- Problemas com fluxômetros: a hipoxemia pode ocorrer quando a vazão de oxigênio liberada pelo fluxômetro for reduzida ou interrompida. A interrupção é comum quando o usuário fecha o fluxo de oxigênio ao invés de fechar o óxido nitroso. Outro risco é a falta de calibração ou aferição dos fluxômetros por serviços independentes possuidores de padrões nacionais destas grandezas físicas. Se o tubo do fluxômetro de oxigênio partir ou permitir vazamento na sua parte superior, o volume total que chega ao paciente será diminuído. Caso o vazamento ocorra após o fluxômetro, a diminuição do fluxo não será sentida pelo mesmo. Lembre-se que a leitura do fluxômetro deve ser feita na metade do diâmetro da esfera. Quando o fluxômetro não está calibrado, os gases anestésicos podem ser liberados em excesso ou oxigênio em falta. É importante lembrar que a precisão dos fluxômetros diminui com a diminuição do fluxo. Algumas causas de perda de exatidão em fluxômetros se devem à sujeira, graxa, óleo que, ao entrarem no sistema, prendem ou danificam o marcador.

Hipercapnia (excesso de CO_2)

Pode acontecer se a remoção de dióxido de carbono, pelo processo de respiração, não for adequada. Nem pressão sangüínea, nem freqüência cardíaca são indicadores confiáveis de uma situação de hipercapnia. Felizmente, concentrações excessivas de dióxido de carbono levam mais que poucos minutos para causar efeitos adversos. As causas mais comuns desta falha são:

Falha de absorção ou do absorvente:

- O absorvente tem a finalidade de reter o óxido de carbono proveniente dos gases exalados do paciente. Quando totalmente saturados, a mudança de cor que nele ocorre indica necessidade de troca, pois o mesmo não se liga mais ao dióxido de carbono.

- Quando a colocação do absorvente não é feita adequadamente (pouco compactado), canais poderão ser formados dentro do reservatório, impedindo que sua saturação seja observada. Para evitar esse acidente, deve-se certificar que o absorvente esteja bem compactado e que os gases exalados circulem por todo o reservatório.

Falta de passagem pelo absorvedor:

- Muitos equipamentos possuem circuitos específicos que são usados para troca de absorvente. Estes desviam o fluxo principal para outro reservatório de absorvente enquanto, o anterior é completado.
- Este sistema também pode ser usado para desviar para o ambiente, o fluxo de gases com altas concentrações de dióxido de carbono, fato que pode ocorrer no final de uma cirurgia. Caso na próxima cirurgia, o fluxo de gases não seja desviado para o absorvedor, ocorrerá hipercapnia.

Hipoventilação

Problemas com o equipamento podem levar ao paciente uma qualidade de ventilação inadequada, principalmente, retenção de dióxido de carbono e hipoxemia. Efeitos adversos podem aparecer em poucos minutos. Ventilação inadequada pode advir em vários graus e não é necessariamente uma má função do equipamento.

A detecção precoce da hipoventilação é essencial, mas é habitualmente errônea. A monitoração dos sinais vitais nem sempre detecta os efeitos nocivos da ventilação inadequada de modo rápido o bastante para evitar complicações.

Observar o movimento do tórax freqüentemente é recomendável, mas não pode ser utilizado em todos os casos. O ruído e a movimentação do pulmão do fole do ventilador podem não se alterar significativamente, mesmo se uma grande parte do volume corrente for perdida para o meio ambiente.

Embora o uso do estetoscópio seja confiável, em casos de entubação prolongada ou na presença de elevado ruído de fundo, seu uso não apresenta a segurança desejada. O meio mais satisfatório de se acessar a adequação da ventilação é através da análise dos gases sangüíneos (oximetria) e a monitoração do volume de dióxido de carbono exalado.

As causas básicas de hipoventilação são os problemas inerentes aos equipamentos, tais como falha no ciclo e dos dispositivos de proteção, desligamento acidental, liberação de um volume corrente menor que o ajustado, falha no fornecimento de gases frescos, desconexões acidentais e bloqueio no ramo inspiratório.

Hiperventílação

Um furo no fole do equipamento ou fabricação imprópria do mesmo pode causar hiperventilação pelo acréscimo do volume corrente pré-ajustado. Um investigador determinou que quando óxido de nitroso é o principal gás a circular pelo ventilador, o volume do gás liberado é dramaticamente aumentado.

Pressão excessiva

Casos de alta pressão no trato respiratório do paciente, transmitida através do sistema de suporte ventilatório (respiradores), ocorrida durante os procedimentos de anestesia, têm sido relatados . Em adição à interferência com a adequada ventilação, a alta pressão pode causar barotrauma e efeitos adversos no sistema cardiovascular.

Mudanças neurológicas e possibilidade secundária de embolismo cerebral por ar têm sido expostas. Danos irreversíveis ao paciente podem acontecer em segundos.

Como causas básicas de pressão excessiva, citamos falha da válvula de alívio para alta pressão, falha no ajuste do alarme da pressão máxima permissível ou mesmo obstrução do ramo expiratório, que aumentarão muito a pressão dos pontos anteriores à obstrução. A prevenção, para acidentes envolvendo alta pressão, é construir, de acordo com as características de cada equipamento, um programa de testes e verificações antes do uso.

Aspiração de substâncias estranhas

A inalação de resíduos de absorvente pode causar respiração difícil, bronco-espasmo, laringoespasmo, tosse e diminuição da complacência pulmonar. Resíduos de absorvente são gerados no “canister” e são levados pela tubulação inspiratória. Isto pode ocorrer quando o balão está posicionado no lado expiratório, uma vez que se for pressionado gás à alta velocidade num sistema com recirculação do ar expirado, resíduos do

absorvente serão introduzidos na tubulação inspiratória através do absorvedor. Uma sobredistensão do balão é uma repentina liberação de pressão através do "Y", quando o sistema está sendo verificado quanto ao vazamento. Pode forçar uma nuvem de poeira dentro do sistema de respiração. O projeto de certos sistemas, que possuem a entrada de gases frescos através do fundo do absorvedor, pode contribuir com o problema.

A inalação de poeira é menos possível utilizando-se "canisters" de diâmetros maiores, o que reduzirá a velocidade do fluxo, ocasionando menor turbulência no sistema. O problema de inalação de poeira pode ser evitado através da colocação de um filtro no lado inspiratório do circuito, posicionando a bolsa reserva no ramo inspiratório, aliviando a pressão na válvula de segurança na realização de inspeções de vazamentos. Deve-se, ainda, agitar o "canister" antes de colocá-lo em uso, para remover poeira.

Equipamentos esterilizados com óxido de etileno e não aerados adequadamente irão possibilitar a difusão de óxido de etileno residual nos pulmões do paciente. De outro modo, se tubulações umidificadas forem esterilizadas com óxido de etileno, teremos a formação de etileno glicol e conseqüentemente, inalação do mesmo.

Um problema que aparece em hospitais, com sistema de tubulações reformado ou recém instalado, é o arraste de matéria particulada ou gases provenientes de solda pelo equipamento, com posterior contaminação do paciente.

Overdose de agente anestésico

Uma overdose de agente anestésico pode resultar em hipotensão, ataque cardíaco ou arritmias. A extensão do perigo depende de como o paciente é exposto a estas concentrações e durante quanto tempo. Se o anestésico na forma líquida é introduzido na linha de gases frescos, uma situação letal pode resultar ao paciente.

As causas desse tipo de acidente são vaporizador sobrecarregado, vaporizador inclinado de modo a permitir que anestésico líquido escoe pelo ramo inspiratório em conjunto com gases frescos, cálculos de anestésicos feitos incorretamente e leituras erradas em fluxômetros.

Outras causas possíveis são:

- Vaporizador ligado sem conhecimento prévio do operador;
- Contaminação cruzada entre vaporizadores;
- Vazamentos em vaporizadores desligados devido ao mau funcionamento da válvula liga e desliga.

Subdose de agente anestésico

A não-liberação da dose adequada de agente anestésico pode ser tão séria quanto a liberação excessiva, rio mínimo, muito embaraçante. Este tipo de acidente pode ocorrer nas seguintes situações:

- Falha no suprimento de óxido nitroso;
- Contaminação do circuito de óxido nitroso com oxigênio;
- Vazamentos nos equipamentos de anestesia;
- Vazamento de vaporizadores, falha nos circuitos e nos equipamentos de ventilação;
- Fluxômetros inadequados;
- Vaporizadores desligados ou vazios;
- Erros de cálculo ou agente anestésico incorreto;
- Posicionamento incorreto do botão de ajuste do vaporizador.

Em todos os casos, o controle deste risco deve ser feito com uso de técnicas adequadas de manutenção e verificações antes da operação do equipamento;

Fogo e explosões

A possibilidade de explosão ou fogo em salas de cirurgia é usualmente reduzida por aqueles que não usam anestésicos inflamáveis. Infelizmente, esta satisfação não é garantida. Fogo e explosões podem, ainda, continuam a ocorrer.

Existem três fatores básicos para que fogo ou explosões possam surgir: a existência de combustível, fonte de ignição e oxidantes para suportar a combustão.

Oxidantes para suportar a combustão

O ar servirá como suporte para combustão, desde que contenha oxigênio. O óxido nitroso também é um poderoso oxidante, o que aumenta o risco das cirurgias de pescoço e cabeça, pois os gases anestésicos tendem a ocupar a cavidade orofaríngea, criando uma atmosfera enriquecida destes gases.

Fonte de ignição

Normalmente, as unidades eletrocirúrgicas são a principal fonte de ignição, pois seu princípio de funcionamento baseia-se na produção de calor.

Outras fontes de calor são os raios "laser", lâmpadas cirúrgicas, instalações elétricas, eletricidade estática e fonte de luz para uso em conjunto com fibra óptica.

Deve-se ainda, considerar a compressão adiabática de gases que pode gerar calor suficiente para a ignição. Isto ocorre quando, no momento da abertura de válvulas de cilindros, com a subseqüente recompressão do gás em um volume muito menor que o original, há produção de calor. Este pode ser suficiente para incendiar substâncias, como óleo e graxa (97).

Substâncias combustíveis

Inúmeros artigos utilizados em salas de cirurgia são potencialmente combustíveis, como por exemplo: tubo endotraqueal, fitas adesivas, tubos e bolsas plásticas utilizadas em circuito respiratório, esponjas, máscaras, produtos de papel, luvas, roupas cirúrgicas, gases do trato intestinal e agentes de limpeza e assepsia (álcool e éter). A orientação de profissionais do centro cirúrgico, com relação a estes riscos, é um dos fatores preventivos a ser aplicado.

Prevenção de acidentes e considerações sobre aquisição

A prevenção de acidentes, dos quais a anestesia toma parte, é vital, mas também é uma tarefa difícil. Verificações, manutenção adequada do equipamento e o uso vigilante são medidas importantes, mas outras são necessárias.

A seleção apropriada do equipamento é essencial. Confiança, segurança e custo devem ser considerados. O equipamento deve ser avaliado

clinicamente sob condições similares àquelas em que será utilizado, verificando o que se espera durante o seu uso. A padronização do equipamento dentro do departamento de anestesia e em outras áreas do hospital, ajudará a diminuir erros.

É essencial a substituição de equipamentos obsoletos. Infelizmente, uma parte do equipamento, que parece ser a mais viável por ocasião da compra, pode vir a ser inferiorizada por uma outra peça mais recentemente concebida.

Procedimento para verificação periódica

Uma revisão ou procedimento similar deve ser realizado no sistema de anestesia antes da administração de anestesia ao paciente. As recomendações indicadas a seguir podem ser adaptadas de acordo com os tipos de equipamentos em uso e são válidas para equipamentos que estão em conformidade com as normas e que possuem pelo menos os seguintes acessórios de monitoração do paciente: capnógrafo, oxímetro de pulso, analisador de oxigênio, espirômetro (monitor de volume respiratório) e monitor de pressão no circuito de respiração com alarmes de pressões máxima e mínima.

Equipamento de ventilação de emergência

Verificar a disponibilidade e o funcionamento do equipamento de ventilação de emergência.

Checar o suprimento do cilindro de oxigênio:

- Abrir o cilindro de 02 para verificar se tem, pelo menos, metade da capacidade total (aproximadamente 1000psi);
- Fechar o cilindro.

Checar suprimento da tubulação central:

- Verificar se as mangueiras estão conectadas e se os medidores marcam cerca de 50psi.

Sistema de baixa pressão

Checar o estado inicial do sistema de baixa pressão:

- Fechar as válvulas de controle de fluxo e desligar o vaporizador;

- Checar o nível de preenchimento e apertar a tampa do vaporizador.
- Verificar a existência de vazamentos no sistema de baixa pressão:
- Certificar-se de que o botão mestre e as válvulas de controle de fluxo estejam desligados;
- Conectar o "bulbo de sucção" à saída de gás fresco;
- Apertar repetidamente o bulbo até que esteja completamente colabado;
- Verificar se o bulbo permanece colabado por pelo menos 10 segundos;
- Abrir um vaporizador de cada vez e repetir os dois passos anteriores;
- Remover o bulbo de sucção e reconectar a mangueira de gás fresco.
- Religar o botão mestre do sistema e todos os equipamentos elétricos necessários.

Testar os fluxômetros:

- Ajustar o fluxo de todos os gases até o máximo (fundo de escala), verificando o funcionamento (uniforme) das bóias e dos tubos de fluxo;
- Criar uma mistura hipóxica de N2O/O2 e verificar se ocorrem mudanças coerentes no fluxo e, ou alarme.

Sistema de exaustão

Ajustar e checar o sistema de exaustão:

- Verificar conexões entre o sistema de exaustão e ambas as válvulas.
- APL (pop off) e de alívio do ventilador;
- Ajustar (se possível) o resíduo de vácuo de gás;
- Abrir (de uma vez) a válvula APL e ocluir o trecho em Y;
- Com fluxo mínimo de O2, permitir o colabamento completo da bolsa reservatório e verificar se o medidor de pressão de absorção indica leitura nula;
- Com o fluxo de O2 ativado permitir distensão máxima da bolsa reservatório e verificar se o medidor de pressão de absorção indica leitura menor que 10cmH2O.

Circuito de respiração

Calibrar o monitor de O_2:

- Verificar se o monitor lê 21% no ar ambiente;
- Verificar se o alarme de baixa concentração está em funcionamento;
- Veinstalar o sensor no circuito e permitir fluxo de O2;
- Verificar se a leitura está acima de 90%.
- Checar estado inicial do Circuito de Respiração:
- Verificar se o circuito está intacto, completo e desobstruído;
- Verificar as condições do absorvente de CO2 ;
- Instalar os acessórios do circuito de respiração (umidificador, válvula de PEEP, etc.) que serão usados.

Verificar vazamento no sistema de respiração:

- Ajustar todos os fluxos em zero (ou no mínimo);
- Fechar a válvula APL (pop off) e ocluir a seção em Y;
- Pressurizar o circuito de respiração em cerca de 30cmH2O com O2.
- Verificar se a pressão permanece constante por, pelo menos, 10 segundos;
- Abrir a válvula APL (pop off) e verificar se a pressão decai.

Sistemas de ventilação automático e manual

Testar o sistema de ventilação e as válvulas unidirecionais:

- Instalar uma segunda bolsa de respiração na seção em Y (para simular os pulmões);
- Ajustar os parâmetros para o próximo paciente;
- Chavear o ventilador para ventilação automática;
- Ajustar o fluxo de O2 no mínimo e de outros gases para zero;
- Verificar se durante a inspiração o fole entrega o volume final correto e que durante a expiração, o fole se enche completamente;

- Ajuste o fluxo de gás fresco para aproximadamente 51/min;
- Verifique se o fole e os "pulmões" enchem e esvaziam apropriadamente sem pressão sustentada no final da expiração;
- Verificar o funcionamento das válvulas unidirecionais;
- Acionar os acessórios do circuito de respiração e verificar o funcionamento dos mesmos;
- Desligar o ventilador e chavear para ventilação manual (APL/bolsa);
- Ventilar manualmente e verificar se os pulmões artificiais inflam e desinflam;
- Remover a segunda bolsa de respiração.

Monitores

Checar, calibrar e, ou ajustar limites de alarmes em todos os monitores:

- Capnógrafo, oxímetro de pulso, analisador de oxigênio, espirômetro, monitor de pressão com alarmes de pressão alta e baixa.

Checagem geral do estado do sistema de anestesia:

- Desligar os vaporizadores;
- Abrir a válvula APL;
- Colocar a chave seletora em Modo "bolsa";
- Zerar todos os fluxômetros;
- Verificar se o nível de sucção do paciente está adequado (se durante a inspiração o fole entrega o volume final correto; o ajuste deve ser feito com o ventilador artificial, no caso de insuficiência respiratória);
- Sistema de respiração pronto para uso.

Caso o sistema de anestesia seja utilizado sucessivamente, os passos de 1 a 9 podem ser abreviados ou desprezados após a primeira utilização.

BIBLIOGRAFIA

CARRILO, R. E. **Utilidades e Conveniências dos Fluxos Baixos – Anestesia. C.M.D.,** Tolima, 1994.

GONÇALVES, J. L. **Terapia Intensiva Respiratória – Ventilação Artificial;** Curitiba: Ed. Lovise Ltda, 1991

VAN de GRAAFF, K. M. & Rhees, R. W. **Anatomia e Fisiologia Humana.** São Paulo: McGraw-Hill e Makron, 1991.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, **Guia 25**, Requisitos Gerais para Capacitação de Laboratórios de Calibração e de Ensaios , 1993

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR IEC 60601-1: Equipamento eletromédico – Parte I – Prescrições gerais para segurança. Rio de Janeiro: ABNT, 1994

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Anesthesia Units.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (CT – *computed tomography),* também denominada "CAT scanning" *(computed axial tomography),* combina o uso de um computador digital juntamente a um dispositivo de radiografia giratório *(gantry)* para criar imagens secionais transversais detalhadas ou "fatias" *(slices)* de diferentes órgãos e partes do corpo como os pulmões, fígado, rins, pâncreas, pélvis, extremidades, cérebro, coluna vertebral e vasos sangüíneos.

As principais vantagens dos sistemas de tomografia sobre a radiologia (imagens de radiologia convencional), são a capacidade de fornecer contraste em tecidos moles e de gerar visões na direção de propagação do feixe de raios-X.

HISTÓRICO

1826: Abel, físico norueguês, descreveu o conceito da reconstituição tomográfica para um objeto com geometria simétrica no eixo axial;

1917: Radon, matemático austríaco, expandiu a idéia de Abel para objetos com formas genéricas. A formulação ficou conhecida como transformada de Radon;

1957: Tetel'baum desenvolveu, na Rússia (antiga URSS), um sistema de reconstrução analógico. Em 1958, Korenblyum desenvolveu, em Kiev, o primeiro sistema de reconstrução tomográfica. Ambas as descobertas ficaram escondidas sob a "cortina de ferro";

1961: Oldendorlf realizou projeções radiográficas de um *phantom,* mas não conseguiu realizar a reconstrução tomográfica;

1963: Cormack realizou experimentos com o sistema precursor da tomografia, mas também não conseguiu realizar a reconstrução tomográfica;

1972: Hounsfield, engenheiro inglês, desenvolveu a primeira realização prática da tomografia computadorizada. A reconstrução tomográfica é finalmente realizada por meio de sistemas digitais;

1974: Uso clínico da tomografia computadorizada (sistemas dedicados apenas à cabeça);

1976: Uso clínico da tomografia computadorizada de corpo inteiro;

1979: Hounsfield e Cormack recebem juntos o prêmio Nobel;

Década de 80: O advento de sistemas computacionais paralelos de baixo custo promove uma rápida disseminação da tomografia computadorizada;

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Princípios da Reconstrução Tomográfica

A imagem radiográfica convencional é resultado da detecção de fótos de raios-X que não foram absorvidos durante a exposição ao paciente. Desta forma, a radiografia consiste em uma imagem de transmissão, ou seja, é uma projeção plana do perfil espacial de absorção dos tecidos. Toda a noção de profundidade é perdida (Figura 01).

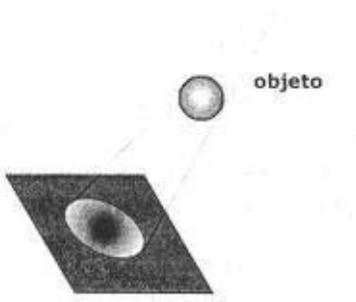



Figura 01 - Projeção plana do perfil de absorção em radiografia convencional

Este problema pode ser contornado através do uso de um par de imagens estereoscópicas. Duas imagens radiográficas obtidas em diferentes ângulos podem ser utilizadas para localizar as coordenadas espaciais de uma lesão. Este procedimento é utilizado em sistemas para biópsia mamográfica estereostáxica. Nestes equipamentos, um dispositivo localizador utiliza a composição de duas radiografias (em ±15º) par

guiar a unidade de biópsia, colhendo a amostra de tecido com um mínimo de injúria (Figura 02).

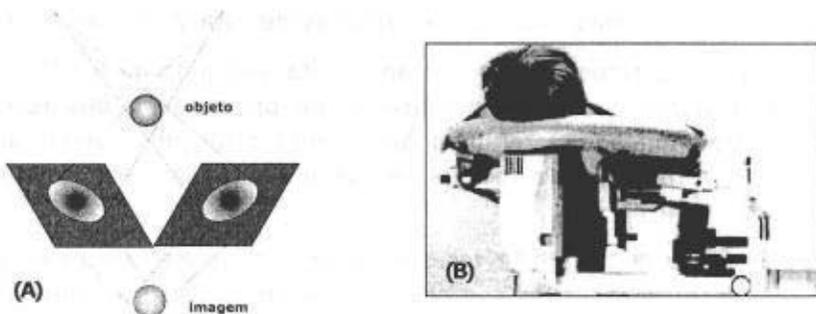



Figura 02 - (A) Radiografia estereoscópia esquemática e (B) Unidade de biópsia estereostáxica.

Entretanto, a radiografia estereoscópica não permite visualizar um plano interno do paciente. Uma modalidade de radiografia capaz de obter planos internos do paciente (tomos) é a tomografia linear.

Estes sistemas são compostos de um cassete e um tubo de raios-X que se movem paralelamente em direções opostas. Observa-se na Figura 03, que a região entre os pontos P_1 e P_2 sempre é irradiada para qualquer angulação. Desta forma, somente a região deste plano (plano focal) aparecerá focalizada na imagem, enquanto todas as outras estruturas serão borradas.

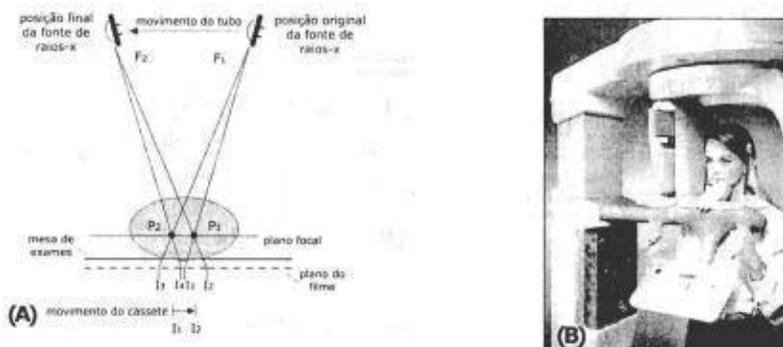



Figura 03 - (A) Tomografia linear esquemática (B) Sistema de tomografia linear odontológica (panorâmica)

Esta implementação é utilizada em sistemas de tomografia linear odontológica (radiografias panorâmicas), onde o plano focal é ajustado cilindricamente sobre os dentes. De outra forma não seria possível realizar a imagem, considerando as estruturas de alta absorção do crânio.

Por sua vez, a tomografia linear apresenta um ruído de fundo e não é capaz de realizar projeções na direção de propagação dos feixes de raios-X. Esta modalidade também não realiza projeções completamente livres da sobreposição de tecidos, sendo inadequada para visualização de tecidos "moles".

Para uma visualização de tecidos "moles" é necessário projetar seções sem interferência de sombras de outras estruturas, destacando pequenas variações de absorção.

O princípio básico da tomografia axial computadorizada (tomografia multidirecional) é a reconstrução de uma fatia axial (*slice*), sem sobreposição de informação, através de múltiplas radiografias planas tomadas ao redor da periferia do paciente (Figura 04). Através desta técnica é possível observar o plano da direção de propagação do feixe de radiação (plano axial).

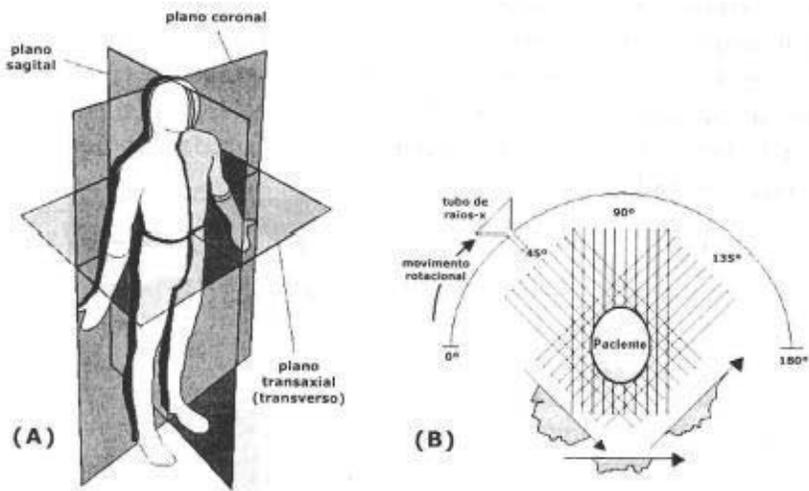



Figura 04 – (A) Planos de corte em tomografia computadorizada e (B) radiografias em várias direções do plano axial.

O processo pelo qual se recupera a informação de uma fatia axial através de várias radiografias é conhecido como reconstrução. Na passagem do feixe de raios-X por um elemento de volume (figura 05), têm-se:

$$I_0 = I_i . e^{-\mu . \Delta x}$$

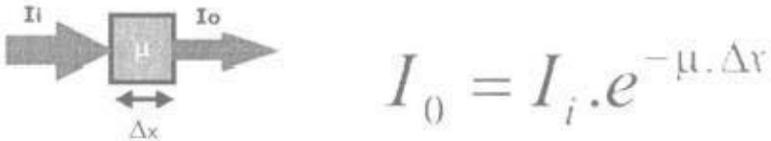



Figura 05 - Atenuação de um elemento de volume

Na passagem do feixe de raios-X por um elemento de volume (figura 06):

$$I_0 = I_i . e^{-(\mu_1 + \mu_2).x}$$

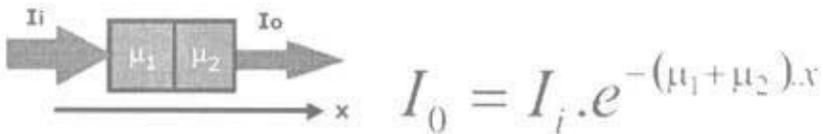



Figura 06 - Atenuação de vários elementos de volume.

Na passagem do feixe de raios-X por um série elemento de volume, tomados em várias direções (figura 07):

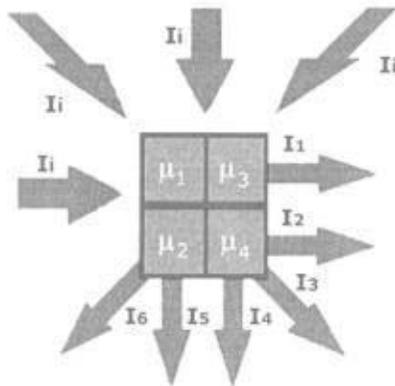



Figura 06 - Atenuação de vários elementos de volume.

De onde se pode escrever as seguintes equações:

$$I_1 = I_i . e^{-(\mu_1 + \mu_3)x} \qquad \lambda_n = -Ln\left({}^{I_n}\!/_{I_o} \right)$$

$$I_2 = I_i . e^{-(\mu_2 + \mu_4)x}$$

$$I_3 = I_i . e^{-(\mu_1 + \mu_4)x} \qquad \textbf{ou} \qquad \begin{cases} \lambda_1 = (\mu_1 + \mu_3)x \\ \lambda_2 = (\mu_2 + \mu_4)x \\ \lambda_3 = (\mu_1 + \mu_4)x \\ \lambda_6 = (\mu_2 + \mu_3)x \end{cases}$$

$$I_6 = I_i . e^{-(\mu_2 + \mu_3)x}$$

Neste caso temos quatro incógnitas e quatro equações, logo este sistema linear é determinado e pode ser resolvido.

No entanto, resolver uma matriz de 256 x 256 pontos pode ser um problema computacionalmente muito complicado. Portanto, outras técnicas são utilizadas. O método de reconstrução mais comum (empregado em todos os sistemas comercialmente disponíveis) utiliza as projeções no domínio da freqüência para reconstruir a fatia, sendo denominada *retroprojeção filtrada.*

Este algoritmo é explicado rapidamente no apêndice.

Diagrama de Blocos

Como discutido no item anterior, a reconstrução tomográfica exige que sejam realizadas exposições em vários ângulos para reconstruir a informação de uma seção transaxial. Para tanto, o tubo de raios-X e o sistema de detecção de radiação são montados em uma estrutura circular móvel, com um "buraco" no centro, onde o paciente é colocado.

Este "buraco" é denominado *gantry e* pode ser observado na Figura 07. Usualmente *o gantry* descreve a estrutura que abriga o tubo de raios-X, o sistema de detecção de radiação, colimadores e o circuito de

rotação. Em certos casos, o gantry também abriga um pequeno gerador de raios-X de alta freqüência.

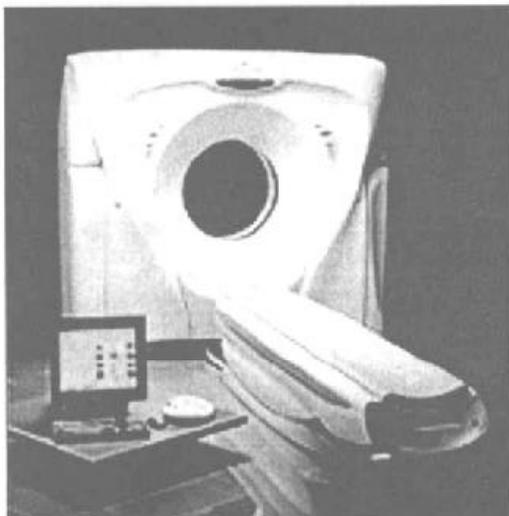



Figura 07 -Tomografias computadorizada *(gantry* ao centro).

O diagrama de blocos completo destes sistemas é apresentado na Figura 08, onde:

- Os blocos [caixa de linha contínua] são os componentes essenciais, e estão presentes em todos os sistemas;
- Os circuitos [caixa tracejada] são encontrados em alguns sistemas.
- Os blocos [caixa tracejada arredondada] são extensões do sistema de imagem, variando com sua finalidade, tecnologia de detecção e de fabricante;
- As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas mesmas razões;

O operador do sistema fica em uma sala diferente da sala de exames, onde o mesmo estaria sujeito à radiação. É comum a instalação de um circuito fechado de TV para o acompanhamento do paciente. O tubo de raios-X é usualmente de anodo rotativo e deve ser capaz de resistir ao grande aquecimento gerado durante as aquisições de múltiplas fatias (capacidade de armazenamento de calor de até 3.500.000 UC) (ver texto de unidades radiográficas).

Sala de exames

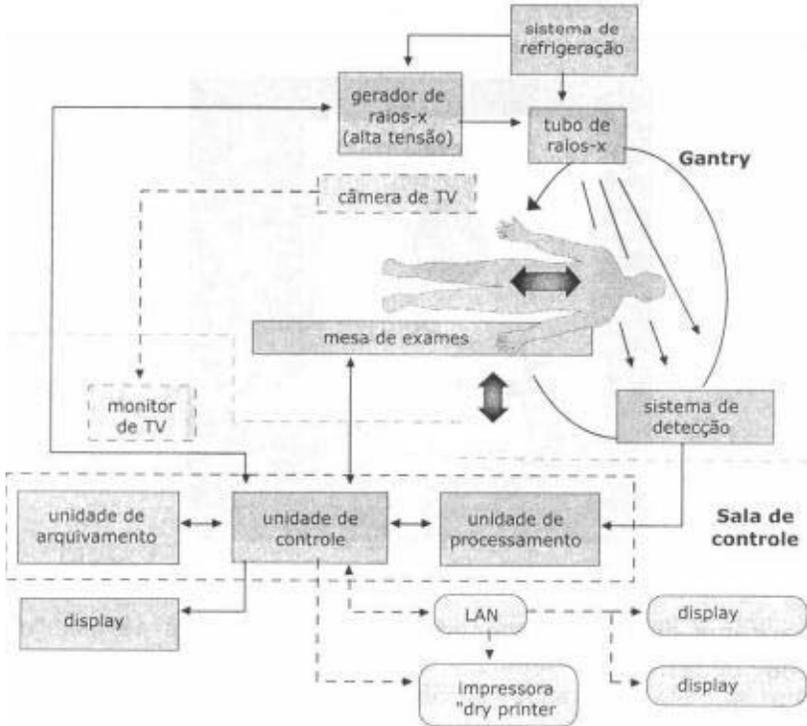



Figura 08 - Diagrama de blocos de um tomógrafo computadorizado.

Os principais detectores utilizados são câmaras de ionização de xenônio e detectores de estado sólido. Nas câmeras de ionização, o xenônio é confinado em alta pressão (25 atm) a fim de aumentar a eficiência da detecção de quanta.

Os detectores de estado sólido têm alta eficiência na detecção de quanta devido ao efeito fotoelétrico e o uso de cintiladores. No entanto, as câmaras de ionização podem ser montadas mais densamente. O resultado global é que as eficiências de ambos os dispositivos são muito similares.

Colimadores localizados próximos ao tubo de raios-X e cada detector, são alinhados de forma a miminizar a radiação espalhada. A abertura do colimador define a espessura da fatia (slice).

A mesa de exames é controlada pelo computador e pode ser movida verticalmente e horizontalmente. Durante o exame, a mesa move o paciente dentro do *gantry* e o feixe de raios-X gira em torno do paciente.

Como sistemas de imagem digital, os tomógrafos são compatíveis com os sistemas de arquivamento e distribuição de imagens (PACS), podendo ser integrados ao sistema de informação radiológica (RIS) e ao sistema de informação do hospital (HIS).

Configurações de Tomógrafos Computadorizados

Tomógrafos de primeira geração

Os tomógrafos de primeira geração possuem um tubo de raios-X com feixe finamente colimado (em formato de "caneta") e um único fotomultiplicador de iodeto de sódio como detector de radiação. Esta combinação de fonte e detector mede uma projeção paralela por vez, em passos lineares através do paciente (movimento de translação). Ao final de cada projeção, o *gantry* é rotacionado (movimento de rotação) e se inicia uma nova projeção. Geralmente são realizadas 160 translações por grau e um total de 180º. Estes sistemas demoram 5 minutos para realizar uma fatia (*slice*).

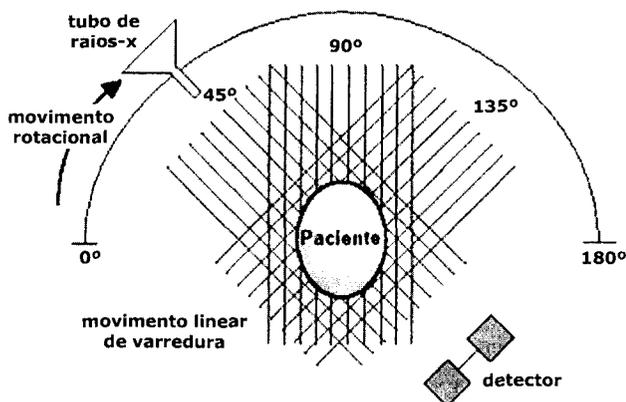



Figura 09 -Tomógrafo de 1ª geração: translação/rotação, detector único.

Tomógrafos de segunda geração

Para reduzir o tempo de varredura, os tomógrafos de segunda geração produzem um feixe de raios-X estreito e utilizam vários detectores. Estes sistemas medem várias projeções paralelas simultaneamente. Ao final de cada projeção o *gantry* é rotacionado e se inicia uma nova projeção. Estes sistemas demoram 10 s para realizar um *slice*. Os equipamentos de primeira e segunda geração são referidos por tomógrafos "translação/rotação".

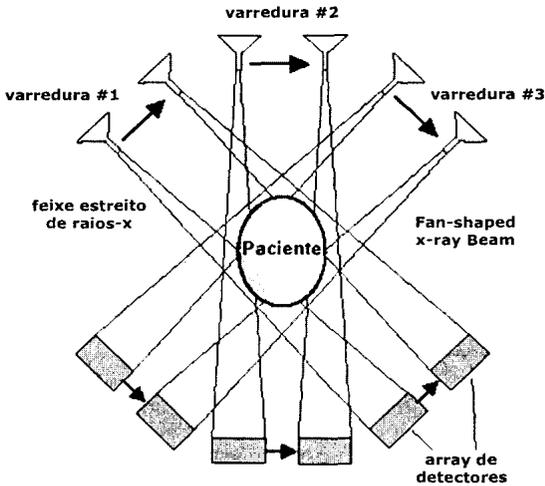



Figura 10 -Tomógrafo de segunda geração: translação e rotação, múltiplos detectores.

Tomógrafos de terceira geração

Os tomógrafos de terceira geração eliminaram o movimento de translação. Estes sistemas produzem um feixe de raios-X com abertura de 40º a 55º e uma grande matriz (*array*) de detectores (256 a 1000). O paciente é totalmente cercado pelo feixe de raios-X em todas as projeções. Os dados são coletados em cada elemento detector nas posições angulares prescritas, perfazendo um deslocamento angular total de 360º. Ocorre movimento de rotação tanto do tubo de raios-X como dos

detectores. Estes sistemas demoram cerca de 2 s para realizar uma fatia. Os equipamentos de terceira geração são referidos por tomógrafos "rotação e rotação".

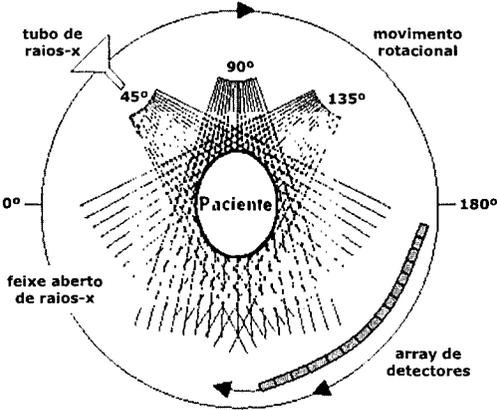



Figura 11 -Tomógrafo de terceira geração: rotação e rotação, array de detectores.

Tomógrafos de quarta geração

Os tomógrafos de quarta geração posicionam detectores em todo o *gantry* (600 a 5000 detectores). Estes sistemas possuem um tubo de raios-X rotativo e detectores fixos, sendo referido por "rotação ou fixo". É demandado 1 s para realizar uma fatia (*slice*).

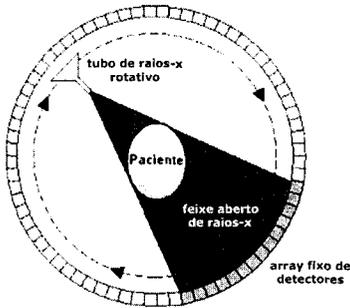



Figura 12 - Tomógrafo de quarta geração: rotação/fixo, array fixo de detectores.

Tomógrafos de quinta geração

Os tomógrafos ultra-rápidos eliminaram partes móveis, rotacionando magneticamente um feixe de elétrons que colidem com um anel de tungstênio, produzindo um feixe de raios-X que pode se deslocar angularmente de 210º (Figura 13). O *array* de detectores (410) também está disposto em 210º, na direção oposta do anel de geração de raios-X. Estes sistemas demoram cerca de 50 ms para realizar um *fatia*. Sua principal aplicação é a tomografia cardíaca em tempo real, como quantificação da calcificação das artérias coronarianas e doenças pericardiais, assim como aplicações em geriatria, pediatria e pacientes traumáticos (onde o movimento do paciente pode degradar a imagem)

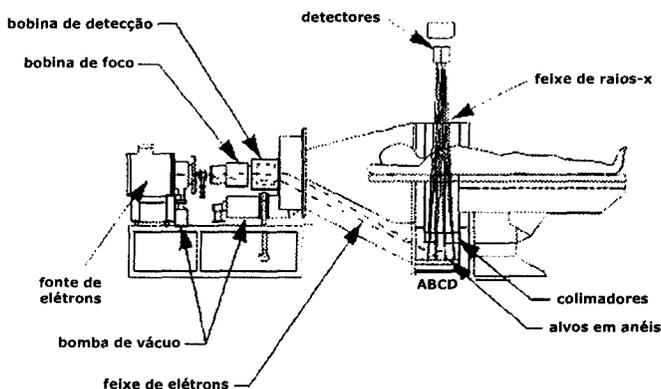



Figura 13 - Tomógrafo ultra-rápido (5ª geração)

Tomógrafos helicoidais

A maioria dos fabricantes distribui atualmente CT com tecnologia "slipring". Em tomógrafos convencionais, os cabos elétricos conectados ao array de detectores se movem à medida que o gantry rotaciona. Portanto, os detectores têm de retornar a posição original antes de uma nova varredura. Tomógrafos com tecnologia "slip-ring" utilizam contatos de cobre em sulcos ou anéis com uma série de escovas condutivas. Desta forma, estes sistemas não necessitam reverter à direção para continuar a varredura.

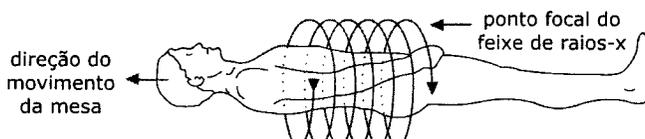



Figura 14 - Movimentação do ponto focal do feixe de raios-X em tomógrafo helicoidal.

Em alguns casos, os tomógrafos com tecnologia "slip-ring" realizam varreduras helicoidais (volumétricas). Na varredura helicoidal, o tubo de raios-X e os detectores giram em torno do paciente, adquirindo dados continuamente, enquanto o paciente se move através do *gantry* (Figura 14). Os dados adquiridos podem ser reconstruídos a partir de qualquer ponto durante a varredura. Devido à aquisição volumétrica, fatias da ordem de 1 mm podem ser reconstruídas sem incremento do tempo de varredura.

As vantagens dos TC helicoidais incluem:

- Redução da dose de radiação;
- Redução de artefatos de movimento (varreduras mais rápidas);
- Otimização dos níveis de contraste;
- Facilitação da detecção de lesões;
- Redução dos artefatos de volume parcial;
- Redução do tempo total de exame (20 a 30 minutos em tomógrafos convencionais e 5 a 10 minutos em tomógrafos helicoidais);
- Recomendado para aplicações em geriatria, pediatria e pacientes traumáticos;

A tomografia helicoidal também é utilizada para angiografia por CT (CTA - CT *Angiography*). A CTA é dedicada a realizar imagens de vasos sanguíneos de largo calibre, servindo para avaliação de estenose da artéria renal, bifurcação da carótida e aneurismas abdominais aórticos. A CTA 3D é utilizada para avaliação de aneurismas no pré-operatório e pós-operatório, planejamento de angiografia e cirurgia, complementando os exames de ultra-som, angiografia convencional, e angiografia por MRI.

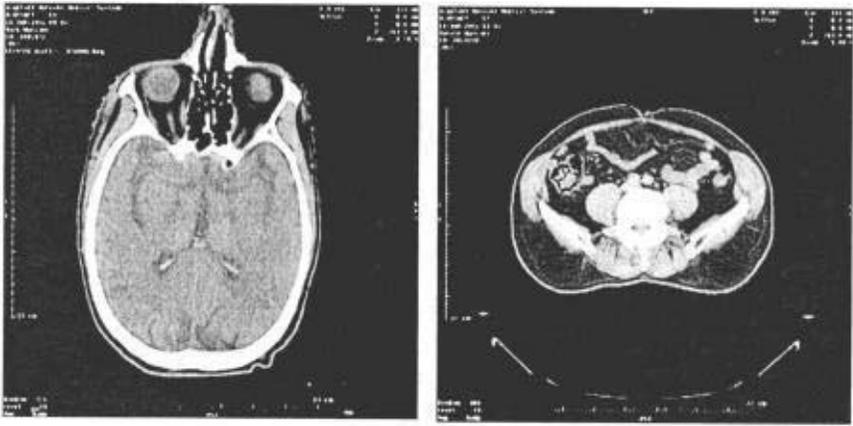



Figura 15 – Imagens de tomografia computadorizada (cabeça e pélvis)

Adicionalmente, estudos sugerem que varreduras da coronária com CT (helicoidal e ultra-rápida) podem detectar calcificação na coronária com a mesma precisão de angiografia coronariana e ultra-som intracoronariano (ICUS).

Localização da Fatia (*slice*)

Nos tomográfos de primeira e segunda geração, a seleção da localização da fatia (*slice*) depende da habilidade do clínico em estimar a localização das estruturas internas do corpo. Desta forma, imagens extras são exigidas, aumentando o tempo do exame e a dose dispensada ao paciente.

Os sistemas de terceira e quarta geração podem gerar uma radiografia computadorizada para localização das estruturas internas, posicionando o tubo de raios-X na visão desejada (ex.: anteroposterior/ posteroanterior, lateral). A imagem é realizada com o *gantry* parado e movimentando-se a mesa. A informação adquirida é processada para reconstruir uma radiografia convencional. A imagem resultante é apresentada no *display* e o radiologista seleciona as localizações das fatias transaxiais desejadas.

Manipulação de Imagens

Para fins de maximização de contraste da imagem, os sistemas de tomografia realizam uma mudança de variáveis nas grandezas representadas na escala de cinza. Ao invés de representar os coeficientes de absorção pontuais de radiação (m), expressa a variação desta grandeza em relação ao coeficiente da água. A nova grandeza adimensional é denominada CT *number, (*medida em *unidades Hounsfield):*

$$\text{CT } number = 1000.\frac{\mu_{tecido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}}$$

Como foi discutido anteriormente, (ver texto de unidades radiográficas), a radiografia convencional é eficiente na representação de estruturas ósseas ou em imagens do pulmão, mas oferece pouco contraste na distinção de tecidos moles. De fato, para tornar vasos sanguíneos visíveis aos raios-X são utilizados agentes de contrastes.

A tomografia apresenta a propriedade de oferecer contraste a tecidos moles (Figura 16), pois não realiza sobreposição de estruturas para a formação da imagem. Esta característica, juntamente com a capacidade de representação de estruturas na direção de propagação dos raios-X torna a imagem de tomografia uma das mais importantes técnicas de diagnóstico por imagem.

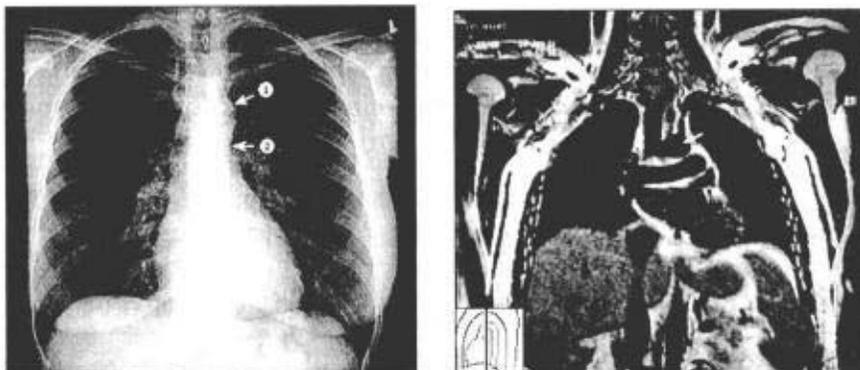



Figura 16 – Comparação entre imagens do plano coronal, obtidas pela técnica de radiografia convencional e tomografia (a tomografia é capaz de fornecer melhor contraste em tecidos moles).

Através da escala da CT *number,* tecidos moles são representados com maior diferenciação, facilitando a sua visualização.

Adicionalmente, o usuário ajusta livremente a faixa de CT *number* à escala de cinza, de forma a possibilitar a maximização do contraste nas estruturas de maior interesse clínico. A seleção é realizada em termos da faixa de CT *number* a ser representada (*window width*) e de seu valor médio (*level*). Através deste ajuste de "ganho" e *"offset"* da escala de CT *number,* podemos alterar o contraste e o brilho de estruturas particulares.

Dentre as possíveis medidas quantitativas realizadas na imagem, temos o CT *number* médio, em uma região de interesse (ROI) selecionada pelo usuário, e o volume total da lesão. Biópsias guiadas por CT são favorecidas pela facilidade da medição de distâncias e orientação entre dois pontos da imagem selecionados pelo operador.

As imagens transaxiais obtidas diretamente pelo tomógrafo podem ser reformatadas através de processamento de *software* nos planos sagital, coronal ou mesmo obliquo. A maioria dos sistemas atuais gera imagens em orientações não-ortogonais, de forma a proporcionar uma melhor visualização de detalhes anatômicos. Alguns sistemas oferecem a inclinação do próprio *gantry* (*tilt*), de forma a obter diretamente *fatias* oblíquas (Figura 17).

Os sistemas mais novos apresentam ainda *gantry* aberto, assemelhando-se aos braços em "C" dos equipamentos de angiografia. Esta geometria é adequada para pacientes claustrofóbicos, pois a abertura do *gantry* varia tipicamente entre 50 e 70 cm.

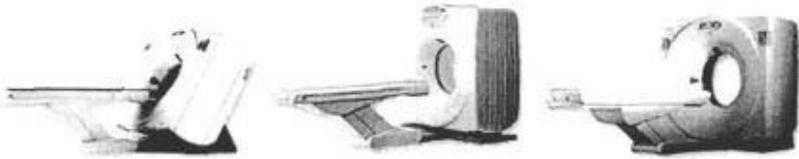



Figura 17 – Sistemas de CT: com e sem inclinação do gantry ("*tilt"*),

Geralmente, os tomógrafos computadorizados são capazes de realizar reconstrução tridimensional (CT 3D). Devido ao fato das relações anatômicas serem mais claramente visualizadas em imagens tridimensionais do que em imagens planas, cirurgiões têm utilizado as CT tridimensionais para simulação de cirurgias.

Alguns *softwares* permitem a livre rotação da imagem 3D reconstruída, gerando uma grande variedade de perspectivas. As aplicações clínicas da reconstrução 3D incluem planejamento de cirurgia crânio-facial, avaliações de pós-operatório, análise da pélvis, quadril e coluna vertebral e CTA.

Qualidade da Imagem

Dentre os fatores que influenciam a qualidade da imagem em sistemas de tomografia computadorizada, tem-se a dose de radiação, o número de medidas de atenuação selecionadas, o algoritmo de reconstrução (filtros digitais), o tamanho da matriz de imagem digital e o controle de artefatos;

Aumentando a dose, reduz-se o ruído quântico (estatístico), melhorando a relação sinal/ruído da imagem (SNR). O incremento da dose costuma ser mais eficiente no aumento da detectabilidade de baixo contraste. No entanto, alcançado determinado nível, o incremento da dose, não contribui com a melhoria da imagem.

A detecção de baixo contraste é importante porque está relacionada com a detecção de lesões em tecidos moles (tais como carcinoma metástico no fígado) e também pode ser melhorada selecionando filtros de reconstrução adequados, que reduzem o ruído na imagem. A tensão de pico e corrente de tubo (kVp e mA), a dose de radiação e o algoritmo de reconstrução utilizado devem ser declarados sempre que se realizar medidas de qualidade em CT.

Não existe nenhuma razão particular para que os tomógrafos de quarta geração ofereçam melhor imagem que os tomógrafos de terceira geração. A qualidade final de imagem destes sistemas apresenta maior relação com a qualidade do suporte oferecido pelo fabricante.

A resolução espacial na imagem de tomografia pode ser melhorada nos sistemas de terceira geração pela restrição da abertura do feixe de raios-X e da restrição da ampliação geométrica. A restrição da abertura do feixe aumenta a resolução pela colimação do feixe, reduzindo a radiação espalhada sobre os detectores. A taxa de amostragem é aumentada e as medidas são realizadas com pequenos incrementos angulares.

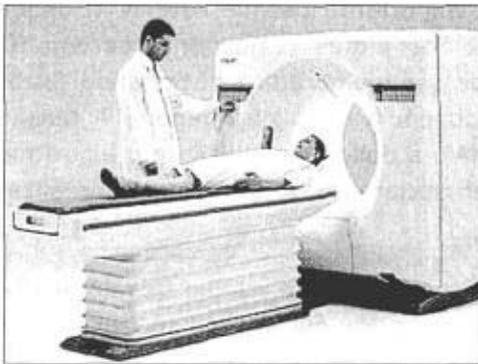
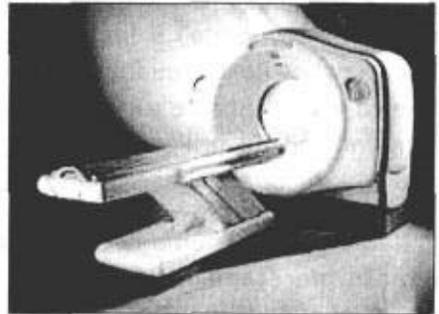
Nos sistemas de ampliação geométrica (magnificação), o tubo de raios-X se aproxima do paciente, correspondendo diretamente às técnicas em ampliação utilizadas em radiologia convencional.

Dose de Radiação

A colimação estreita do feixe de raios-X limita a exposição de radiação as área próximas a região de reconstrução da imagem. Em todos os tomográfos atuais, a radiação é limitada ao tecido da fatia atual e imediatamente adjacentes.

A dose exposta em um procedimento comum de tomografia, com utilização de ROI, é da ordem de 0,5 a 2 rads. Em procedimentos especiais, como imagem da coluna vertebral em fatias finas, este valor pode atingir até 10 a 12 rads.

Um exame de angiografia coronariana ou cerebral submete tipicamente 5 a 10 rads, um mielograma exige uma dose de 3 a 5 rads, além da necessidade da utilização de agentes de contraste.

Seguem alguns exemplos de equipamentos:

Shimadzu – CT scanner system
SCT – 4800T (CVCT)

GE – LightSpeed Cardiovascular CT

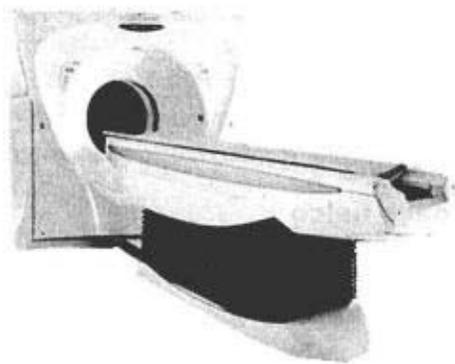
Toshiba – Asteion CT

GMarconi (Picker) – TC Mx8000 Quad

Tabela 01 – Fabricantes de sistemas de tomografia computadorizada.

Fabricante	Web
GE	www.ge.com/medical
Imatron	www.imatron.com
Philips	www.medical.philips.com
Picker	wiww.picker.com
Shimadzu	www.shimadzu.com
Siemens	www.siemens.com
Toshiba	www.toshiba.com

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO

Proteção radiológica

Diversos materiais são empregados no revestimento de salas, portas e associados com vidro para promover a absorção de radiação. A proteção necessária para cada fonte de radiação depende da energia da radiação, a duração de utilização e a distância que se encontra de área

circundantes. Um profissional especialmente qualificado e credenciado (supervisor de proteção radiológica) é indicado para o dimensionamento da blindagem. Maiores informações são obtidas nas diretrizes da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN):

- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção";
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção"
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas"

Espaço físico

Segundo as Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde do Ministério da Saúde, reservam-se os seguintes recursos físicos para a implantação de uma unidade de tomografia computadorizada.

Tabela 02 - Espaço físico necessário para a implantação de uma unidade de tomografia computadorizada.

Finalidade	Área
Sala de preparo de pacientes (vestiário)	*6,0 m²*
Sala de exames de tomografia	*25,0 m² (lado mín. 4,5 m)*
Sala de comando/interpretação	*6,0 m²*
Sala de componentes técnicos (computadores)	*Á depender do equipamento*
Sala de indução e recuperação anestésica (*)	*Min de 2 leitos com 8,5 m² por leito* *Mais de 2 leitos 6,5 m² por leito*
Posto de enfermagem e serviços (*)	*4,5 m²*

(*) - A depender do tipo de exames realizados. Deve existir quando houver tratamento pediátrico.

Adicionalmente, o espaço físico deve ser checado quanto ao suporte estrutural para o peso do equipamento. Necessidades de ar-condicionado dedicado, são especificadas pelo fabricante.

Instalações elétricas

Nas salas de comando, são necessárias não mais que quatro tomadas de 127 V e duas de 220 V, todas de no mínimo 400 VA.

Na sala de exames, costuma-se instalar seis tomadas de 127 V e duas de 220 V, também de 400 VA. Lembrando que as instalações elétricas das salas devem ficar internamente ao revestimento de chumbo ou barita, tomando-se o cuidado na fixação das tubulações e caixas, sempre protegendo a cabeças de pregos e parafusos com chumbo, de forma a evitar vazamentos de radiação. Na sala de exames pode ser necessária a utilização de outros equipamentos eletro-médicos tais como respiradores e monitores cardíacos. Todos os circuitos devem ser exclusivos de uma só sala.

Usualmente, o próprio fabricante dos equipamentos de tomografia computadorizada fornece a planta baixa e elétrica necessária às salas, incluindo a necessidade de pontos de força especiais para alimentar os próprios equipamentos. A potência destes equipamentos varia conforme o fabricante, ficando, porém, na faixa de 50 a 150 kVA, alimentados em 220/380 V. Também é comum que os fabricantes exijam a presença de um estabilizador de tensão na rede, além de um condutor de aterramento exclusivo para seus equipamentos.

Não há maiores cuidados a serem tomados no que se refere à proteção contra interferências, visto que estes equipamentos são razoavelmente imunes a elas, tendo no seu projeto diversos filtros e proteções contra às mesmas.

É comum a prática de diminuir-se as luzes durante a execução do exame. Assim, deve-se mesclar a iluminação fluorescente com incandescente, controlada por *dimmers*. Iluminações de base fluorescente de 500 lux são suficientes, recomendando-se luminárias embutidas com proteção de acrílico.

Demais equipamentos por ambiente

Segundo as normas de Dimensionamento de Equipamentos Médico-assistenciais do Ministério da Saúde, é recomendada a seguinte estrutura por ambiente:

Sala de exames de tomografia computadorizada

- Tomógrafo computadorizado:

- *Gantry*; mesa de paciente;
- Recursos complementares:
- Unidade de anestesia, com ventilador; monitor de ECF para cirurgia; sistema de assistência respiratória de parede; câmara de circuito fechado de televisão; suporte de soro; suporte de *hamper*; balde cilíndrico, porta detritos, com pedal; cadeira; carro de emergência;

Sala de exames de comando e interpretação

- Unidade de comando e interpretação; terminal de computador; monitor de circuito fechado de televisão; mesa de madeira para trabalho; 2 cadeiras; mesa para computador; negatoscópio; avental plumbífero; luva plumbífera; cesto para papéis;

Área de processamento de dados - CT

- Sistema de processamento de dados - CT;

Área de componentes técnicos

- Gerador de raios-X;

Área de revelação

Câmara a *laser* multiformato; processadora automática de revelação conjugada com câmara multiformato (recomendado para hospitais de grande porte e pesquisa);

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Segundo a norma NBR 6977: "Proteção radiologia - regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", os projetos de proteção contra a radiação devem ser dimensionados de forma que pessoas profissionalmente expostas, não recebam exposição médias superior a 5 R por ano, não passando do limite de 3 R em quaisquer 13 semanas consecutivas. As exposições nas mãos, pés e calcanhares, isoladamente, são permitidas até 75 R por ano, não passando do limite de 40 R em quaisquer 13 semanas consecutivas.
- Segundo a norma NBR 6977, as pessoas não-profissionalmente expostas, não devem receber exposição médias superior a 0,5 por ano.

- Ainda segundo a NBR 6977, gestantes não devem ser submetidas a exames radiográficos até o terceiro mês de gestação. Cada serviço deve estabelecer suas políticas específicas para lidar com profissionais e pacientes férteis ou grávidas;
- As melhores imagens de tomografia computadorizada são obtidas utilizando mesas firmemente seguras e reguladas, filmes de alto-contraste e selecionando a excursão e movimento adequados do tubo de raios-X.
- Em alguns exames de tomografia multidirecional, a dose de radiação ao paciente pode ser elevada, principalmente nos olhos. No caso de estudos na região do ouvido médio, é recomendada a proteção dos olhos.
- A escolha adequada da profundidade do corte e o uso de diafragmas especializados podem ajudar a reduzir a dose de radiação para estruturas de interesse.
- Artefatos de movimento resultam em raias claras através da imagem reconstruída, pois o algoritmo de retroprojeção filtrada exige que o objeto permaneça estático. Estes artefatos podem ser minimizados pela cooperação do paciente e reduzindo o tempo de varredura. Em aplicações pediátricas é recomendada a anestesia do paciente de forma a reduzir o ruído de movimento;

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

- Problemas mecânicos e elétricos são associados às mesas de exames de tomografia computadorizada. Estes dispositivos costumam sair das especificações técnicas devendo ser avaliados e ajustados. Pode haver perda de resolução devido à falta de sincronismo do movimento da mesa com a varredura do *gantry*. Também são referidos problemas relacionados a vibrações da mesa;
- Pequenos objetos metálicos (como fragmentos de balas ou grampos cirúrgicos de alta densidade) causam severas raias na imagem reconstruída que comprometem a sua visualização. Isto ocorre porque mesmo pequenos movimentos, como o do sangue passando em uma artéria em um objeto de alta absorção introduz uma alta não-linearidade na reconstrução. Este tipo de artefato é conhecido como artefato metálico e não há como preveni-lo;

- Se uma quantidade insuficiente de projeções for utilizada na reconstrução de uma *fatia*, a imagem resultante apresentará padrões repetitivos de alta freqüência irradiando de objetos de alta absorção;
- O feixe de raios-X utilizado em tomografia deve ser monocromático. O uso de um feixe de raios-X policromático promove sérios artefatos na imagem. Portanto o feixe de raios-X deve possuir uma alta qualidade. A absorção preferencial de fótons de baixa energia faz um objeto grande parecer absorver menos radiação que um objeto pequeno, ambos com as mesmas características. Assim as medidas de um determinado órgão ficam dependentes do tamanho do paciente e de sua orientação. Este efeito é conhecido como artefato de endurecimento de feixe, podendo comprometer o diagnóstico clínico. Este efeito pode ser parcialmente corrigido através da calibração do sistema ou pela filtração do feixe.
- As tomografias helicoidais com operação deficiente podem aumentar o ruído da imagem, a perda de definição das bordas e a ocorrência de artefatos. Os artefatos são freqüentes em imagens 3D, estimação de volume e estimação da dissecação aórtica. Variando o protocolo da varredura, diminuindo o passo da mesa ou a espessura da fatia, ou mesmo mudando o momento de injeção de contraste pode-se reduzir a ocorrência destes artefatos;
- O condicionamento da rede elétrica é recomendado porque a habilidade do sistema em produzir imagens livres de artefatos depende diretamente da qualidade da rede de alimentação do sistema;
- A questão estrutural mais importante no que se refere à tomografia computadorizada é a capacidade de dissipação de calor do tubo de raios-X. O superaquecimento induz a deterioramento do tubo (ver texto sobre unidades radiográficas), podendo até mesmo bloquear o equipamento durante um exame ("travar");
- Quando o tubo de raios-X completa a quantidade de fatias para o qual é recomendado, deve-se realizar a troca, pois poderá haver fuga de corrente do tubo, além de degradação da imagem.
- Devido à alta complexidade do equipamento, a manutenção do software é tão importante quanto a manutenção do próprio equipamento físico;

- É importante a disponibilidade de meios de *backup*, tais como discos ópticos, para a realização de exames;
- O papel térmico das *Dry Printers* deve ser protegido do calor, luz e químicos;
- A utilização de filmes de alto contraste para as cópias impressas dos exames garante a qualidade final do procedimento de tomografia computadorizada;

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder com testes quantitativos mensais, trimestrais e semestrais de constância de parâmetros de qualidade de imagem.

Cuidados especiais

As altas tensões presentes nos equipamentos de raios-X são extremamente perigosas e potencialmente letais.

- Nunca toque nos circuitos do gerador de alta tensão, a menos que tenha certeza, que o equipamento está desligado.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos de constância, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários. Os critérios para sua aquisição devem considerar o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. A utilização dos instrumentos de teste deve ser feita por pessoal especializado. Geralmente há uma equipe de Física Médica trabalhando em conjunto com a equipe de Engenheiros Clínicos. Como ilustração, mostramos a seguir alguns instrumentos utilizados para garantir segurança e qualidade de imagem comográfica:

- *Phantoms* para CT (Ex.: Gammex MRI 463 Economy CT; Nuclear Associates 76-410-4130 CT; Nuclear Associates 76-400 Tomographic; Phantom Laboratory "Catphan Phantom"; SandStrom "Lucy"; etc);
- Dosímetros (Ex.: Capintex 192x Digital; Gammex RMI 242; RADCAL 3036 Dosimeter/Ratemeter/Timer; UNFORS Mult-O Meter 300 Series; Victoreen 4000+);

(A) (B)

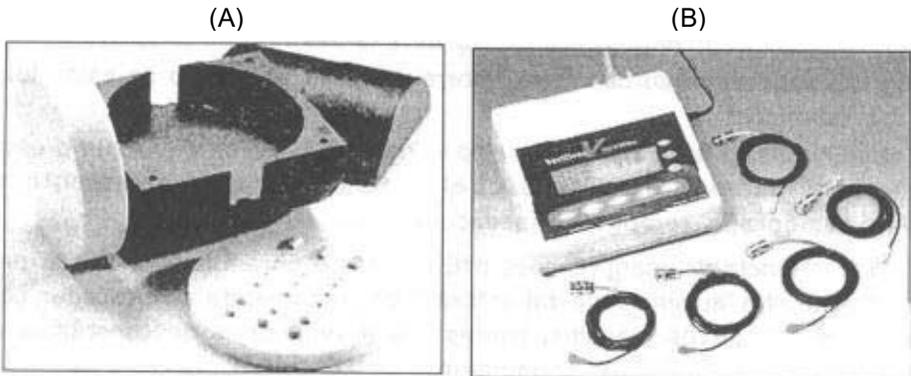



Figura 17 - (A) Phantom para CT e (B) Medidor multiparamétrico (dosímetro, medidor de KVp, etc)

(*) - Os phantoms também podem ser confeccionados segundo os padrões definidos em norma.

Testes quantitativos de constância

Estes testes devem ser realizados periodicamente por pessoal capa-citado, de forma a detectar degradações do sistema que possam indicar falhas. Apesar da programação prévia, os teste devem ser repetidos sempre que:

- houver suspeita de mau funcionamento;
- Imediatamente após o equipamento passar por uma manutenção;
- um teste de constância indicar desvios de normalidade, de forma a confirmar o resultado.

Os testes específicos devem tomar procedência segundo as indicações do fabricante e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes:

Testes Mensais:

- Ruído: a comparação do desvio padrão do CT *number* da ROI central de um *phantom* uniforme não deve variar mais de ±10% ou atingir o valor absoluto de 0,2 Hounsfield;
- CT Number Médio: a comparação do valor médio do CT *number* da

ROI central um *phantom* uniforme não deve variar mais ±4 Hounsfield de seus valores padrões;

- Uniformidade: A diferença entre a ROI central e ROI periféricas um *phantom* uniforme não pode variar mais de ±2 Hounsfield de seus valores padrões;
- Espessura da fatia *(slice thickness):* A espessura da fatia, dada pela largura meia altura (FWHM – *Full Width Half Maximum)* de um *phantom* de rampas metálicas não pode variar mais de ±1 mm para *fatias* de acima de 2 mm ou 50% da espessura da fatia para *fatias* menores que 2 mm. A FWHM é dada pela média do CT *number* da rampa e fundo;
- Posicionamento da mesa do paciente: São posicionados marcadores na mesa do paciente de forma a medir seus deslocamentos. Os deslocamentos programados de 30 cm para frente e para trás (com carga equivalente a o peso de uma pessoa e passos de 8 mm) não podem variar de mais de ±2 mm. Os retornos às posições inicias após estes mesmos deslocamentos *(backlash)* também não podem variar de mais de ±2 mm;

Testes Trimestrais:

- Resolução Espacial: É calculada a modulação (M) de cada padrão de barras de um *phantom* de pares-de-linha. A modulação é dada pela razão do desvio padrão de do CT *number* de cada par-de-linha pela subtração do CT *number* médio do par-de-linha e do fundo da imagem. O par-de-linha que oferecer modulação próxima de 0,2 é tido como padrão. A modulação deste par-de-linha não pode exceder mais de ±15% de seu valor padrão;

Testes Semestrais:

- Dose: Um dosímetro é posto dentro um *phantom* constituído de um cilindro de 32 cm de diâmetro. A superfície do detector do dosímetro fica alinhada axialmente com o tomográfo a 1 cm da superfície do *phantom.* A dose média durante a rotação do *gantry* em uma *fatia* de 2 mm não deve variar mais de ±20% de seu valor padrão;

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de tomografia estão cobertos pelas normas da *International Electrotechnical Commission* (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT(NBR). Existem também normas estrangeiras, como é o caso da *American Association for Physicists in Medicine* (AAPM) *e American College of Radiology* (ACR). São elas:

Tomografia Computadorizada:

- NBR-IEC 60601-1-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1-1: Prescrições gerais para segurança", 1992;
- NBR-IEC 60601-1-2: "Equipamento eletromédico. Parte 1-2: Compatibilidade eletromagnética – Requisitos e testes", 1993;
- NBR-IEC 61223-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 1: Aspectos Gerais", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-6: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-6: Testes de aceitação – Performance de equipamentos de raios-X para tomografia computadorizada", 1994;

Proteção Radiológica:

- NBR 6977: "Proteção radiológica – regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", 1981;
- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas", 1988;
- IEC 60601-2-44: "Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography [draft standard]"

Normas Estrangeiras para Tomografia Computadorizada:

- AAPM: "Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners, 1997;
- ACR: "Standard for performance of computed tomography in the evaluation of head trauma", 1995; "Standard for performance of computed tomography in the evaluation of abdomen and pelvis"; 1997; "Standard for performance of computed thoracic tomography", 1995;

Manutenção preventiva

Além dos itens listados acima, deve-se ter em mente que nos equipamentos de tomografia, o componente mais crítico é o tubo de raios-X, sendo todas as recomendações aplicáveis aos sistemas radiográficos de uso geral (ver texto de unidades radiográficas). Também vale ressaltar que são comuns falhas devido à manipulação de *software,* sendo a manutenção e gerencia do sistema computacional tão importante quanto o próprio equipamento.

BIBLIOGRAFIA

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Units, Computed Tomography, Full-Body.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/Tomography Table Systems.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Quality Control Devices, X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Phantoms.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Printers, Dry Imaging.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR 6977:** Proteção radiológica – regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos. ABNT, 1981;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-1:** Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-2-2:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 61223-2-6:** Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-6: Testes de aceitação – Performance de equipamentos de raios-X para tomografia computadorizada. ABNT, 1994;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde.** Imprensa Nacional, 1994;

BRASIL. Mnistério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais.** Imprensa Nacional, 1995;

WEBB, S. **The physics of medical imaging.** Bristol, UK: Institute of Physics Publishing, 1995;

SANTANA. **Instalações Elétricas Hospitalares.** Porto Alegre: EDIPUCRS, 1999;

ALBUQUERQUE, J. A. G. **Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica.** Campinas, 2001, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas.

APÊNDICE

RETROPROJEÇÃO FILTRADA

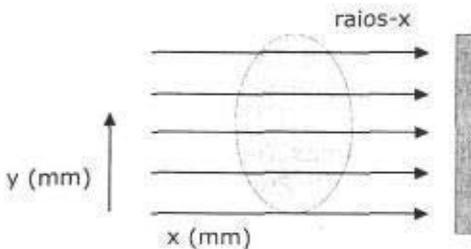
Observe-se uma exposição plana de raios-X (Figura 18): a atenuação em qualquer linha do eixo y é a soma das atenuações de todos os tecidos encontrados em seu trajeto (eixo x):

$$\mu_{TOTAL}(y) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y)\,dx$$

Figura 18 - Esquema de absorção de radiação em cada direção de propagação.

Seja a transformada de Fourier:

$$F(u) = \Im\{f(x)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(x).e^{-j2\pi ux}\,dx$$

Pelo teorema do valor médio, a integral de um sinal no domínio do tempo é igual ao seu valor DC no domínio da freqüência:

$$M_\theta(0) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu_\theta(x)dx = \mu_{TOTAL}(0)$$

A transformada de Fourier, na freqüência nula, de uma radiografia plana é igual à soma das absorções de todos os objetos em seu trajeto ou seja, na direção de q (Figura 19).

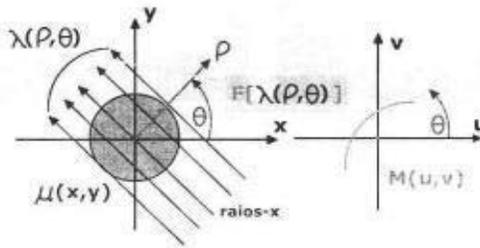



Figura 19 – Projeção nos domínios do espaço e da freqüência.

Através da rotação da fonte de raios-X pode-se encontrar outras linhas da imagem de absorção no domínio das freqüências (Figura 20).

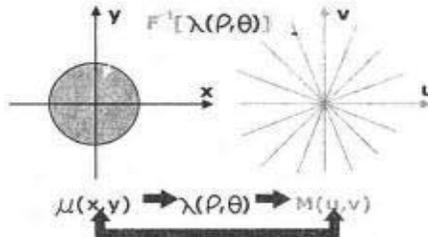



Figura 20 – Composição das projeções em diferentes direções de propagação.

Considerando o sistema linear, pode-se somar todos os resultados e aproximar M(u,v) por M(r,q). Finalmente aplica-se à transformada de Fourier inversa em M(u,v), resultando diretamente em m(x,y):

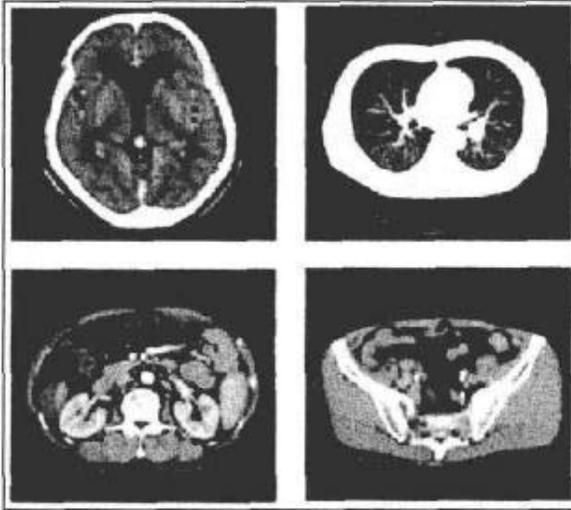



Figura 21: Imagens de CT, obtidas pelo método da retroprojeção.

No entanto, observa-se uma concentração das componentes M(u,v) nas baixas freqüências. Isto ocorre em função da simetria circular das amostras M(r,q).

Para compensar este efeito utiliza-se a filtração das amostras, $M_j(r)$, por um filtro passa-altas de forma a equilibrar a distribuição de energia no espectro reconstituído. Os filtros utilizados são normalmente lineares do tipo $P_q(r)$ = Irl. Assim, aproxima-se M(u,v) por P(r,q).M(r,q). Este algoritmo é conhecido como retroprojeção filtrada, sendo a base dos algoritmos de reconstrução tomográfica.

Nos sistemas com abertura do feixe de raios-X, deve-se compensar a geometria cônica das amostras e no caso das tomografias helicoidais, a reconstituição é realizada volumetricamente. De fato, as diversas tecnologias de software empregadas nas tomografias fazem grande parte do valor agregado do equipamento.

COMPLEMENTO

Uma formulação, matematicamente mais criteriosa, para o algoritmo de retroprojeção filtrada é fornecida a seguir.

Atenuação de uma camada absorvente (lei de Beer):

$$I(x) = I_0 e^{-\int_{-\infty}^{\infty} \mu(x)\,dx}$$

Imagem plana radiográfica inclinada em q (projeção do perfil de atenuação na direção x'):

$$\lambda_\theta(x') = -\ln\left[I_\theta(x') / I_\theta^0(x')\right]$$

$$\lambda_\theta(x') = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} \mu[x,y]\,\delta(x\cos\theta + y\,\text{sen}\theta - x')\,dx\,dy$$

Filtração das projeções antes da reconstrução:

$$\lambda_\theta^*(x') = \lambda_\theta(x') \otimes p(x')$$

$$p(x') = 2\rho_{max}^2 . sinc(2\rho_{max} x) - \rho_{max}^2 . sinc^2(2\rho_{max} x)$$

Reconstrução tomográfica da imagem:

$$\mu[x,y] = \int_0^\pi \lambda_\theta^*(x')\,d\theta \quad \Big|\, x' = x\cos\theta + y\,\text{sen}\theta$$

CAPÍTULO 17

UNIDADES ELETROCIRURGICAS

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Os equipamentos eletrocirúrgicos (Electrical Surgical Units - ESU) são utilizados como complemento (ou mesmo alternativa) aos bisturis convencionais durante procedimentos cirúrgicos, com o objetivo de realizar corte e, ou coagulação dos tecidos de maneira rápida e segura.

As vantagens da eletrocirurgia sobre o bisturi convencional são:

- Corte e coagulação do sangue (hemostasia) simultâneos, se desejado;
- Acesso mais fácil a determinados locais cirúrgicos (em endocirurgia ou laparoscopia);
- Destruição pelo calor das células no local da cirurgia, contribuindo para minimizar o risco de disseminação de células doentes.

O efeito hemostático (estancar hemorragia) é essencial em intervenções em órgãos muito vascularizados ou com rede capilar muito densa (fígado, baço, tireóide, pulmões), ou para cirurgia cardíaca, quando são usados medicamentos anticoagulantes.

Controlar o sangramento durante a cirurgia contribui para melhorar a visualização do campo cirúrgico pelo cirurgião e reduz a perda de sangue do paciente.

HISTÓRICO

O uso do calor para estancar sangramentos é uma prática muito antiga. Em 3000 a.C. já se utilizavam ferramentas aquecidas no fogo para tratar hemorragias decorrentes de lesões acidentais;

1891: d'Arsonval documentou a passagem de corrente elétrica de alta frequência (gerada por centelhamento) pelo corpo humano sem a manifestação de dor ou estimulação neuromuscular;

1908: construção do primeiro oscilador eletrônico usando válvulas termo-iônicas;

1929: Bovie construiu o primeiro equipamento comercial de corte e hemostasia utilizando correntes elétricas de alta frequência;

Década de 70: o advento dos transistores permitiu a construção de equipamentos de eletrocirurgia menores, compactos e melhor adaptados aos centros cirúrgicos e ambulatórios;

Década de 90: os circuitos usando microprocessadores permitem monitorar e controlar continuamente a potência que circula pelo paciente, aumentando a segurança e a eficiência dos equipamentos.

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

As unidades de eletrocirurgia são equipamentos eletrônicos portáteis destinados a gerar e aplicar correntes elétricas de alta frequência e alta potência, com o objetivo de produzir aquecimento local instantâneo e controlado e com isso realizar corte e, ou hemostasia. Para tanto, é necessário que as correntes elétricas atravessem o corpo (ou ao menos uma parte dele).

Os efeitos da passagem de corrente elétrica pelos tecidos vivos são determinados por fatores relacionados tanto com o tecido (impedância, umidade, condutividade térmica), como com a corrente elétrica utilizada (intensidade, frequência, forma de onda).

Impedância é a relação entre a queda de tensão através de um elemento de circuito (por exemplo, um tecido vivo) e a corrente que o atravessa. A unidade de impedância elétrica é o ohm (52).

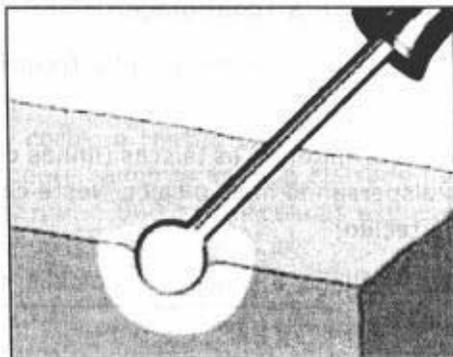
A impedância total de um circuito pode consistir de qualquer combinação de resistência, capacitância ou indutância; todas são características elétricas intrínsecas dos materiais. Nos tecidos vivos as impedâncias variam tipicamente de 500 S2 (em tecidos muito vascularizados), a muitos milhares de ohms - kΩ (em gorduras, cartilagens ou ossos).

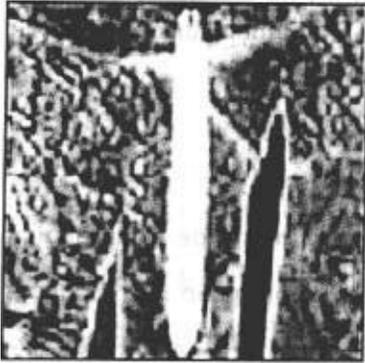
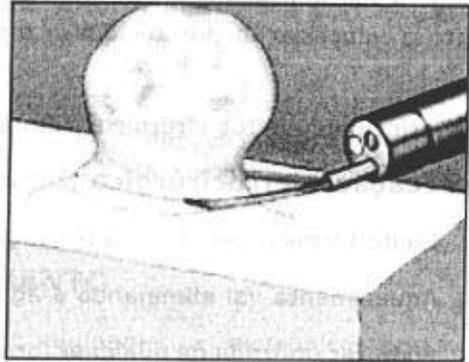
Em eletrocirurgia, o calor que destrói os tecidos não é produzido pelo contato com um metal aquecido, mas pela conversão de energia elétrica em calor no tecido. Esta conversão resulta nas seguintes modificações: entre 43 ºC e 45 ºC ocorre retração dos tecidos; as atividades enzimáticas se reduzem após os 50 ºC, a coagulação das proteínas ocorre entre 50 ºC e 60 ºC. De 90 ºC a 100 ºC o tecido é completamente desidratado (dessecado) e a água contida nos tecidos evapora sob temperaturas superiores a

1.00 °C. A carbonização ocorre com temperaturas acima de 150 ºC, enquanto a vaporização dos tecidos ocorre em temperaturas superiores a 300 ºC.

Os principais efeitos cirúrgicos são descritos abaixo:

Dessecação Eletrocirúrgica (secagem térmica):

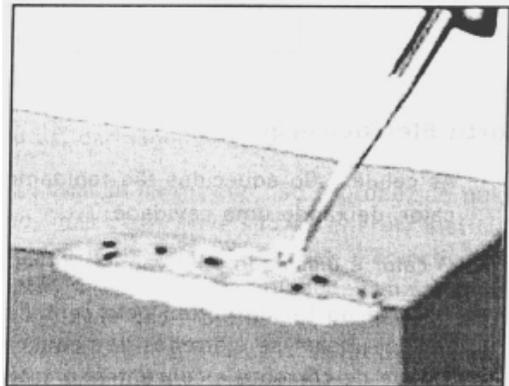
- Efeito térmico gerado pela passagem da corrente de alta frequência;
- Aquecimento vai eliminando a água, com formação de bolhas;
- Pode ser utilizada de qualquer forma de onda e baixos níveis de energia elétrica;
- Importante manter o eletrodo limpo, pois a eficiência depende do bom contato elétrico com o tecido (não há centelhamento). Usam-se eletrodos com grande superfície.

Corte Eletrocirúrgico:

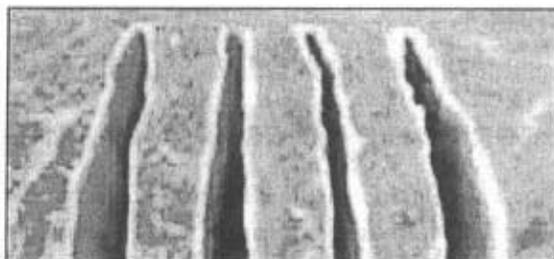
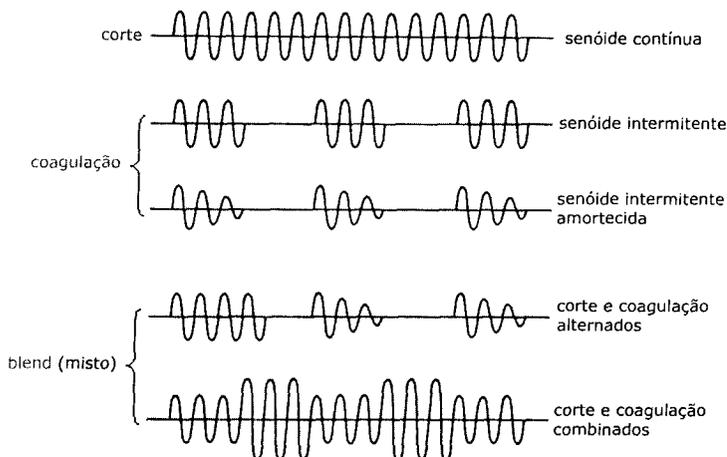
- As células são aquecidas tão rapidamente que explodem devido ao calor, deixando uma cavidade;
- O calor é dissipado pelo vapor, não se propagando às vizinhanças;
- O corte do tecido obtido pelo centelhamento (eletrodo não toca o tecido). Usam-se eletrodos de pequena área, para aumentar a densidade de corrente e concentrar o calor em um ponto.

(a)

(b)

a) Corte de tecido muscular com eletrodo tipo lâmina (a lâmina não afiada e nem toca o tecido).

b) Corte de vilosidade com eletrodo tipo loop de fio, em laparoscopia

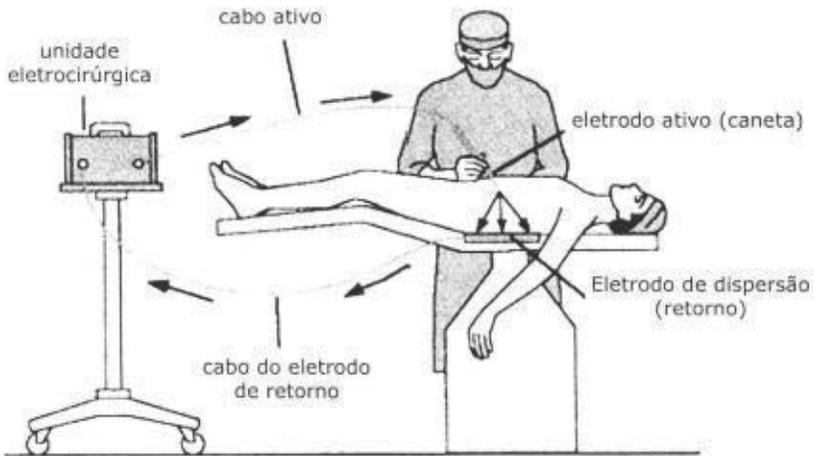
Fulguração Eletrocirúrgica (coagulação):

- Aplicação de pacotes de energia (alta frequência) provocando centelhamento;
- O aquecimento é intermitente, as faíscas (linhas claras na figura abaixo) são longas dispersando mais o calor. Neste caso, o eletrodo também não toca o tecido;
- A temperatura não chega a provocar explosão das células, que se desidratam mais lentamente sem produzir corte.
- A coagulação é superficial, formando uma capa marrom clara que impede hemorragia.

Blend (corte misto):

- Situação intermediária entre 2 e 3, com pacotes de energia mais intensos, produzindo corte e fulguração das regiões vizinhas, com efeito hemostático moderado;
- Pode-se ver na figura abaixo cortes com diferentes níveis de coagulação (aumentando para a direita), com um mesmo eletrodo e mesma potência.

As formas de onda da corrente elétrica que resultam nos efeitos acima podem ser melhor visualizadas na figura a seguir. Uma forma senoidal contínua resulta em corte, pela elevação rápida da temperatura e vaporização celular. Para corte, a tensão elétrica tem que ser suficientemente alta para produzir centelhamento entre o eletrodo de aplicação e o tecido vivo (aproximadamente, 1.000 V). As células explodem deixando uma cavidade que forma a incisão.

No modo coagulação, a corrente elétrica consiste de curtos "pacotes" de ondas senoidais, intercalados de períodos de pausa elétrica. Isso produz um aumento gradual da temperatura (uma vez que o gerador não entrega energia na maior parte do tempo), permitindo a evaporação dos fluidos intra e extracelulares, resultando em uma retração dos tecidos.

No modo misto (blend), durante os períodos em que o gerador está atuando, a tensão elétrica pode alcançar valores mais elevados do que no modo corte, mas com intervalos de pausa menores do que no modo coagulação. É importante lembrar, entretanto, que as características dos tecidos também podem modificar estas formas de onda.

EFEITOS DA CORRENTE NO CORPO HUMANO

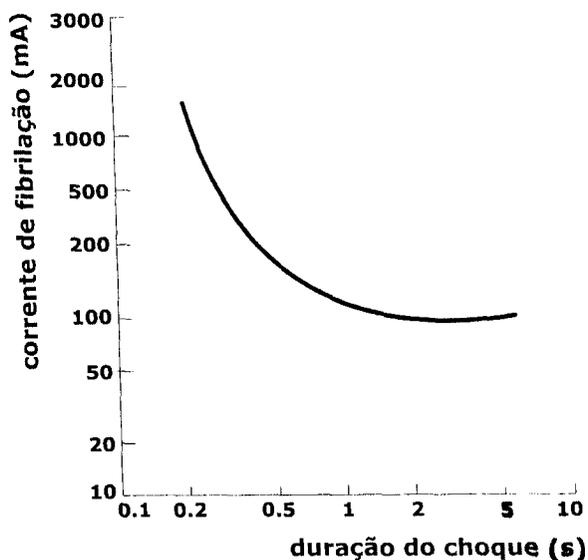
Os equipamentos de eletrocirurgia são baseados na passagem da corrente elétrica pelo corpo humano, conforme pode ser visualizado na figura abaixo. A corrente segue o caminho representado pelas flechas pretas:

Para compreender o que acontece nos tecidos vivos quando são atravessados pela corrente elétrica, segue uma rápida discussão sobre os fatores que condicionam os efeitos dessa passagem de corrente:

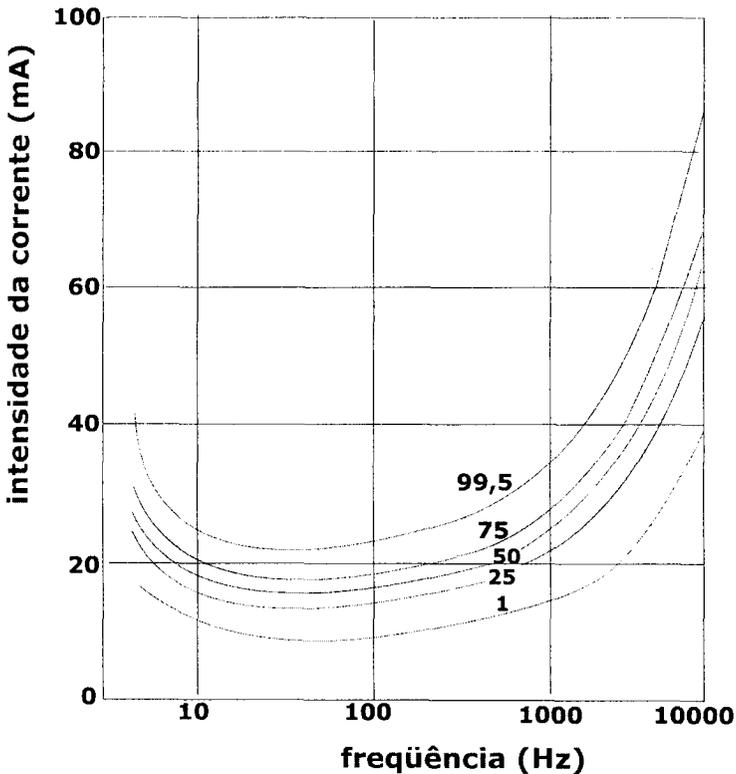
Intensidade da Corrente

INTENSIDADE	*EFEITO*
< 1 mA	Imperceptível se aplicada externamente. No coração, correntes maiores que 10 μA podem causar fibrilação ventricular.
Entre 1 e 10 mA	Limiar de percepção
Entre 10 e 30 mA	Perda de controle motor (*let-go*)
Entre 30 e 75 mA	Parada respiratória
Entre 75 e 250 mA	Fibrilação ventricular
Entre 250 mA e 4 A	Contração cardíaca sustentada
> 4 A	Queimadura dos tecidos

Estes efeitos são para corrente de 60 Hz, aplicadas a um homem de 70 kg, durante 1 a 3 segundos.

Duração da Corrente

- O tempo de passagem da corrente pelo corpo no gráfico abaixo é dado em função do limite da corrente para ocasionar fibrilação ventricular.

Freqüência da Corrente

- Os tecidos musculares e nervosos são excitáveis pela passagem de corrente elétrica;
- O "modelo elétrico" das células que compõem esses tecidos apresenta capacitâncias, portanto a resposta excitatória dependente da freqüência da corrente;
- O gráfico abaixo representa o limiar da perda de controle motor (corrente de let-go) para homens de 70 kg (em % de probabilidade). Por exemplo, a linha central mostra as intensidades da corrente (segundo a frequência) para que 50 % dos homens percam o controle de sua musculatura. Note como essa intensidade varia com a frequência.

Densidade da Corrente (mA / mm^2)

- No local da aplicação da corrente, o efeito sobre os tecidos depende da densidade de corrente:

Densidade de corrente	*Efeito*
<10 mA / mm2	Sem alteraões perceptíveis na pele.
Entre 10 e 20 mA / mm2	Avermelhamento na região de contato.
Entre 20 e 50 mA / mm2	Coloração marrom na região de contato. Para t > 10 s, formação de bolhas.
> 50 mA / mm2	Início da cerbonização dos tecidos.

- Percebe-se que para uma mesma intensidade de corrente (mA), os efeitos podem ser desde imperceptíveis até queimaduras, dependendo apenas da área de contato (mm^2) desta corrente com o corpo.

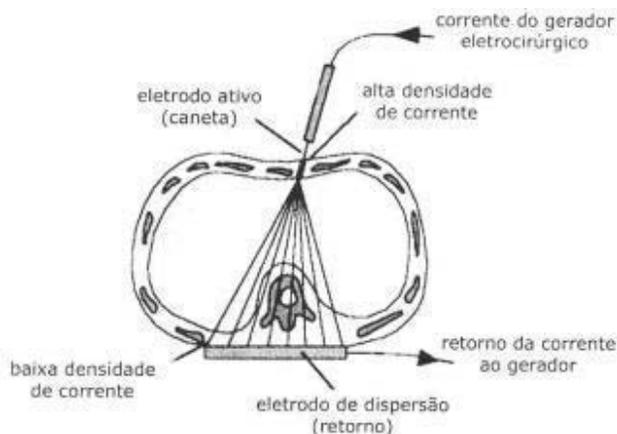
Caminho Percorrido pela Corrente

- Os efeitos da corrente elétrica variam de acordo com o tipo de tecido que a corrente atravessa;
- Caminhos de corrente que atravessam o coração representam maior risco de fibrilação do que qualquer outro;
- A impedância dos tecidos em geral é inversamente relacionada com a quantidade de água neles contida. Ossos, gorduras e tecidos submetidos previamente à dessecação apresentam altas impedâncias, limitando a intensidade da corrente elétrica, reduzindo o efeito da corrente;
- Caminhos que incluem ossos ou tecidos fibrosos com elevada impedância são menos excitáveis, mas podem sofrem modificações irreversíveis pelo efeito térmico.

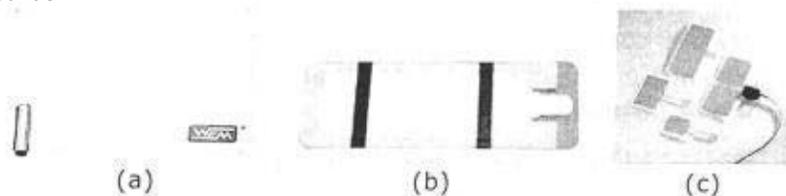
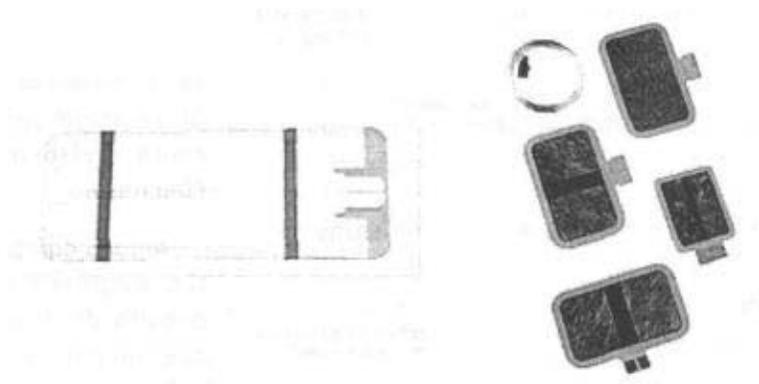
CONCLUSÃO:

- A passagem da corrente elétrica pelo corpo humano causa diversos efeitos, dependendo da combinação destes cinco fatores acima. O que se pode deduzir é que os efeitos são tanto mais pronunciados quanto maior for a intensidade, a densidade e o tempo de aplicação da corrente elétrica;

- Percebe-se, no entanto, que a faixa de freqüências para a qual o corpo humano é mais sensível é entre 20 e 100 Hz. Para freqüências muito mais elevadas que estas, a corrente elétrica não estimulará nervos ou músculos (não há a sensação de choque elétrico) e o efeito é apenas a produção de calor local;
- Por outro lado, em correntes de altas freqüências (acima de 4 MHz), os efeitos reativos de capacitância e indutância do circuito elétrico tornam-se muito pronunciados, sendo difícil manter a corrente confinada aos cabos condutores. Por esta razão, os equipamentos comerciais utilizam freqüências na faixa entre 250 kHz e 1 MHz (também conhecidas como radiofreqüências – RF);
- Na maioria dos equipamentos comerciais, a característica que pode ser ajustada é potência. A impedância do circuito aumenta quando o tecido perde líquido por evaporação e, em decorrência disso, a corrente diminui. A característica potência de saída versus impedância do tecido permite ao cirurgião exercer controle sobre a corrente que atravessa o paciente. Equipamentos recentes incorporam circuitos microprocessados para manter a corrente constante independente da impedância dos tecidos (dentro de uma faixa de operação);
- O cirurgião também pode controlar a densidade de corrente selecionando o tipo e tamanho do eletrodo ativo.

Estas conclusões têm grande importância prática, pois é baseado nelas que os equipamentos de eletrocirurgia são projetados. Quando o efeito desejado é a produção de calor local para corte ou coagulação, a densidade de corrente deve ser máxima (ponta de aplicação fina). Por outro lado, a corrente que circula pelo corpo deve fechar o circuito com o gerador eletrocirúrgico através do circuito de retorno (eletrodo de dispersão e cabo de retorno). Apesar da corrente ter a mesma intensidade em todo o circuito, a área do eletrodo de dispersão é muito maior que a da ponta de aplicação e portanto, nessa região não há efeito perceptível da passagem da corrente.

Esta figura mostra o corte transversal do tórax humano sendo atravessado pela corrente eletrocirúrgica (flechas).

Alguns equipamentos dispõem de um circuito de segurança que compara a corrente fluindo pelo cabo do eletrodo ativo com a corrente de retorno pelo cabo do eletrodo de dispersão. Se houver diferença entre elas, significa que parte da corrente está retornando por outro caminho (e portando atravessando o paciente por outra região), o que pode ocasionar queimaduras se houverem densidades de corrente suficientes. Neste caso, o equipamento é automaticamente desligado e um alarme é acionado.

Outro problema que pode ocorrer é a área de contato entre o eletrodo de dispersão e o corpo ser reduzida inadvertidamente, por movimentos durante a cirurgia. Este é um problema sério e relativamente freqüente, sobretudo em cirurgias ortopédicas, onde muita mobilização do paciente é executada. Para reduzir este risco, os fabricantes desenvolveram placas de retorno flexíveis e autocolantes, que se adaptam às curvaturas do corpo, assegurando bom contato na totalidade da área. Estes eletrodos são descartáveis, e por isso mais caros.

1) Eletrodo de dispersão simples, rígido, em aço inox. Conector tipo plug;
2) Eletrodo de dispersão flexível autocolante descartável. Conector especial;
3) Linha de eletrodos de dispersão de um fabricante, incluindo REM.

Outra solução para o problema da perda de contato entre o eletrodo de dispersão e a pele foi a implementação de um circuito que mede constantemente a impedância desta interface (eletrodo-pele). O eletrodo é dividido em duas partes iguais isoladas entre si (split) e o circuito auxiliar (Return Electrode Monitor – REM) mede a impedância elétrica entre as duas partes (vide figura abaixo).

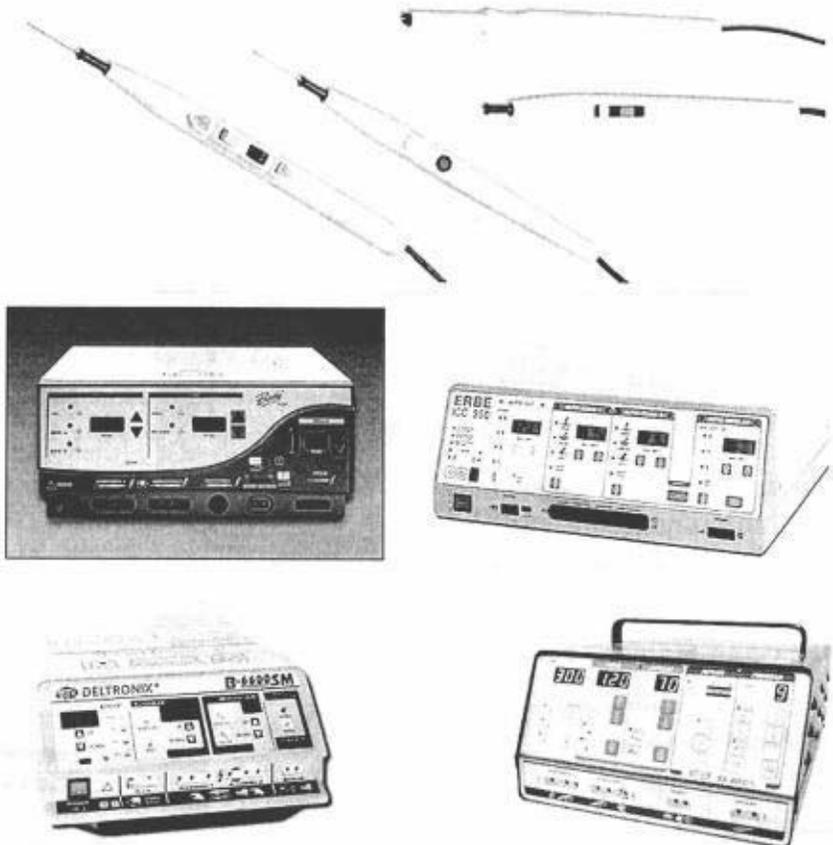
Se este valor for muito elevado (> 150 Ω), significa que o eletrodo não está em bom contato com a pele, ou o cabo apresenta defeito. Se for muito baixo (< 5 Ω), significa que as partes do eletrodo estão encostadas uma na outra (ou com excesso de gel condutivo), e portanto o sistema de monitoração está inoperante. Em ambos os casos, o funcionamento do equipamento é interrompido e um alarme é acionado.

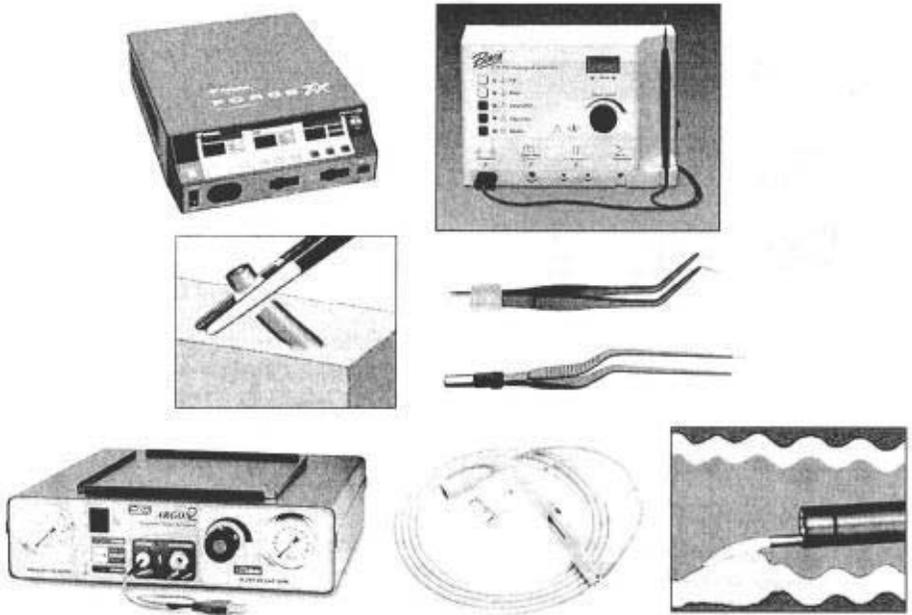
TIPOS DE OPERAÇÃO

Eletrocirurgia Monopolar

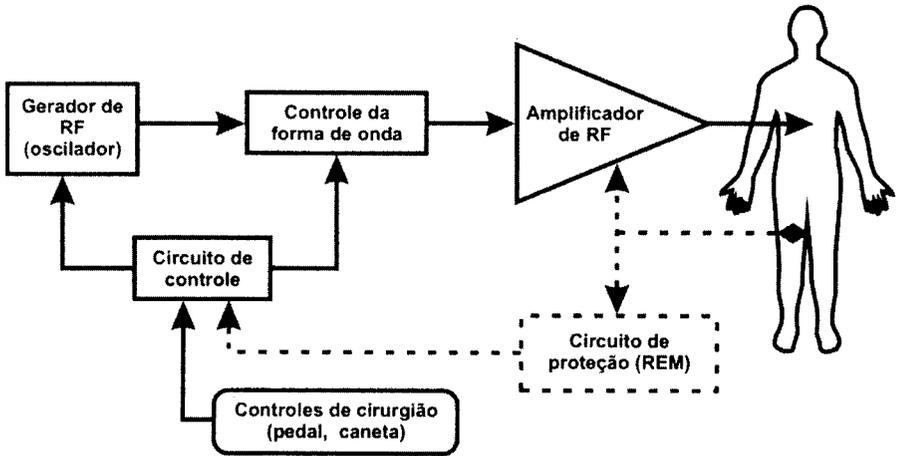
- O tecido é cortado e, ou coagulado por fazer parte de um circuito elétrico que inclui um gerador de RF, amplificador, cabos e eletrodos, como visto acima;
- A corrente de RF é conduzida ao local da cirurgia por um cabo e um eletrodo (ativo – caneta de cirurgia). Daí o nome monopolar;
- A corrente retorna através de um eletrodo de dispersão (placa de retorno – geralmente colocada em local afastado do sítio cirúrgico) e pelo cabo de retorno;

- O efeito térmico é produzido pela resistência elétrica do tecido à passagem da corrente e pela densidade de corrente (e não pelo aquecimento do eletrodo de aplicação);
- Para evitar aquecimento e queimaduras no paciente na região de retorno da corrente, o eletrodo de dispersão deve ter uma superfície de contato grande para oferecer um caminho de baixa resistência e baixa densidade de corrente;
- Figura mostrando a linha de canetas monopolares de um fabricante, onde se podem ver os botões de acionamento (coagulação ou corte).

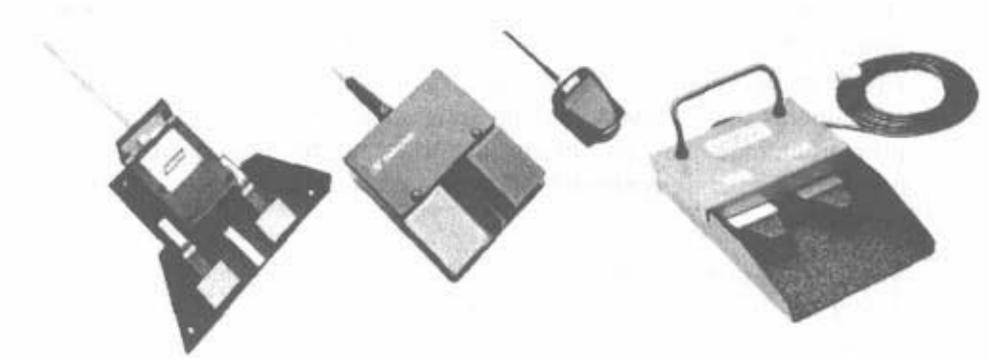
Seguem alguns exemplos de equipamentos:

Eletrocirurgia Bipolar

- Neste caso são utilizados dois eletrodos (geralmente iguais, como as pontas de uma pinça ou tesoura), que funcionam como os eletrodos ativos e de retorno do modo monopolar (ou seja, aqui não há necessidade da placa de retorno);
- Este modo é restrito a pequenos volumes de tecido, na região vizinha dos eletrodos;
- Por eliminar a corrente de dispersão, o risco de queimaduras no paciente em outras partes do corpo é menor;
- É utilizado principalmente para coagular tecidos finos, como em neurocirurgia, ginecologia e oftalmologia;
- A potência elétrica envolvida no modo bipolar é muito menor que no monopolar. Normalmente a função bipolar está disponível na maioria dos equipamentos monopolares.
- A figura abaixo mostra detalhe de uma cauterização de vaso sanguíneo com pinça bipolar (como os modelos ao lado).

Coagulação com Feixe de Argônio (Argon Beam Coagulator – ABC)

- A coagulação normal depende de centelhamento (ionização do ar, que passa a conduzir a corrente, como em minúsculas descargas atmosféricas). O problema é que este centelhamento pode iniciar labaredas nos tecidos gordurosos, é irregular (não pode ser dirigido) e resulta em tecido coagulado de espessura variável, que pode voltar a sangrar;
- Sistemas de coagulação monopolares podem ser melhorados com a adição de um feixe de argônio no local do centelhamento, pois este gás nobre se ioniza sob tensões mais baixas que o ar, sem aumento de temperatura, formando um verdadeiro "pincel" de corrente elétrica;
- O resultado é uma coagulação rápida e homogênea, ideal para grandes áreas de sangramento em tecidos muito vascularizados e em grandes cirurgias;
- O sistema de argônio pode ser independente do equipamento de eletrocirurgia, ou fazer parte do mesmo equipamento. O fluxo de gás pode ser automático (controlado pelo disparo do gerador, com fluxo ajustável de acordo com a potência elétrica empregada) ou manual, onde o operador ajusta um fluxo independente do gerador;
- São necessárias canetas especiais, para acoplar a saída do gás e os seus controles;
- O fluxo de argônio promove a formação de um canal de corrente cilíndrico estável e fácil de controlar. Ajuda a manter limpa a área da cirurgia (livre de fumaça, melhorando a visibilidade do cirurgião) e melhorando a formação da escara.
- A figura acima mostra a coagulação por feixe de argônio; detalhe construtivo da caneta, com seus contatos elétricos, conector de gás e controles; equipamento acessório que permite adicionar a função "coagulação por argônio" em um equipamento de eletrocirurgia comum.

DIAGRAMA DE BLOCOS

- Os blocos [ ] são funcionais e estão presentes no interior de todos os equipamentos de eletrocirurgia, independente do fabricante;
- O amplificador de potência entrega até 400 W (dependendo do modelo), com graduações tanto na potência máxima quanto nos intervalos de blend. A potência geralmente não ultrapassa 50 W nos coaguladores bipolares;
- O circuito de proteção ([ ]) (REM) será obrigatório somente após a publicação da revisão da norma NBR-IEC 60601-2-2, e portanto, não está presente em todos os modelos. Como visto acima, consiste de um medidor de impedância entre as partes do eletrodo de dispersão, que interrompe o funcionamento do equipamento e aciona um alarme;
- As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas razões já comentadas acima ou porque se trata de operação bipolar, sem eletrodo de retorno.

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Os equipamentos de eletrocirurgia são intrínseca e potencialmente perigosos. Todos os usuários devem estar plenamente conscientes dos riscos, compreender os princípios de funcionamento e serem treinados para operar dentro dos limites de segurança destes equipamentos. Os problemas mais comuns em eletrocirurgia são as queimaduras e feridas por excesso de potência ou altas densidades de corrente em locais imprevistos;
- As correntes de RF podem interferir em outros circuitos eletrônicos (equipamentos de monitoração, oxímetros, marca-passo, etc.) criando situações de risco ao paciente e ao operador;
- Os marca-passos antigos são mais vulneráveis, podendo modificar (aumentar) a frequência de pulsos quando submetidos a interferências de RF. Esta condição pode levar o paciente à taquicardia e mesmo à fibrilação ventricular;
- O efeito da interferência pode ser reduzido se a corrente de RF eletrocirúrgica não passar perto do coração. Isso é conseguido utilizando instrumentos bipolares sempre que possível. Se for utilizado eletrodo de retorno, este deve ser localizado o mais próximo possível do local da cirurgia e o caminho da corrente entre eletrodo ativo e o de retorno deve ser o mais distante possível do coração;
- Se o eletrodo de retorno for aterrado, funcionará como escoadouro de todas as correntes passando pelo paciente para terra (independente da atividade do equipamento de eletrocirurgia). Se ocorrer uma falha no isolamento de algum outro equipamento em contato com o paciente (foco cirúrgico, serra, furadeira, monitor de ECG, etc.), a tensão de alimentação de 60 Hz destes equipamentos pode escoar para terra através do paciente, eletrocutando-o. Por esta razão os equipamentos com saída isolada são os mais utilizados;
- O centelhamento produzido por comutação de corrente elétrica pode causar explosão se houver no ambiente gases inflamáveis e oxigênio nas proporções adequadas. Como a eletrocirurgia envolve centelhamento para o tecido (ou nos contatos dos pedais de acionamento), não é seguro utilizar anestésicos ou gases inflamáveis em conjunto com estes equipamentos. Abaixo alguns exemplos de pedais.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Equipamentos de eletrocirurgia são dispositivos predominantemente eletrônicos, portanto com poucas partes ou peças sujeitas a desalinhamentos ou desgastes mecânicos. As partes passíveis de avarias mecânicas são os cabos e respectivos conectores (que podem ser tracionados acidentalmente a ponto de terem a isolação danificada ou mesmo se romperem), o pedal de acionamento e a caixa do equipamento, que podem sofrer choques mecânicos e receberem respingos de drogas ou líquidos orgânicos no ambiente cirúrgico e o eletrodo de retorno.

Mesmo nos circuitos eletrônicos, é importante verificar a limpeza das placas de circuito impresso, pois a presença de circuitos de alta-tensão pode resultar em acúmulo de poeira e poluição condutiva, com conseqüente aumento nas correntes de fuga.

A frequência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder a uma inspeção geral a cada seis meses, observando itens qualitativos, testes quantitativos e procedimentos de manutenção, conforme será visto abaixo. Um estoque de peças para pequenos reparos de emergência deve ser obtido junto ao fabricante.

Cuidados especiais

As altas-tensões presentes nos equipamentos de eletrocirurgia são extremamente perigosas e potencialmente letais.

- Nunca realize sozinho testes com estes equipamentos, tenha sempre alguém ao lado.
- Nunca toque ou segure as partes condutivas dos eletrodos a menos que esteja seguro que o equipamento está desligado.
- Nunca realize os testes e inspeções de todas as unidades ao mesmo tempo, para não deixar a equipe médica sem equipamentos no caso de uma emergência.

Inspeções qualitativas

Os itens abaixo devem ser verificados por inspeção visual, e os resultados incluídos em uma planilha com o histórico do equipamento.

- Caixa, estojo, chassis, painel, tampa;
- Carrinho, suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação;
- Rodízios do carrinho (no caso de ser este o tipo de suporte);
- Cabo de alimentação, tomada, fixação mecânica do cabo, terminal de aterramento;
- Fusíveis, disjuntores do equipamento (p. ex: térmico), dispositivos de proteção de sobrecarga;
- Cabos de conexão com os eletrodos, pedais e seus conectores. Particular atenção na continuidade do cabo do eletrodo de dispersão e no dispositivo de monitoração de contato deste com a pele, se houver;
- Eletrodos (ativo e de retorno);
- Chaves e controles (mesmo os redundantes, como chave no painel e na caneta);
- Indicadores, mostradores luminosos (de funcionamento normal e alarmes);
- Alarmes e outros sinais audíveis;

- Marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- Acessórios (cabos, pedais, gel, eletrodos);
- Dispositivos especiais (REM, etc.).

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados por pessoal capacitado, de acordo com as indicações do fabricante e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes. Os valores abaixo são apenas indicativos. Verifique os valores adequados para o seu equipamento.

- Resistência de aterramento ("terceiro pino" da tomada) em relação à caixa ou chassis do equipamento [< 0,5 Ω];
- Resistência entre aterramento e eletrodo de retorno [< 0,15 Ω (saída aterrada), ou > 20 MΩ (saída isolada)];
- Potência ou corrente de saída;
- Continuidade dos cabos e eletrodos;
- Análise das formas de onda.

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de eletrocirurgia estão cobertos pelas normas da International Electrotechnical Commission (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT (NBR). Existem também normas nacionais estrangeiras, como é o caso da American Association for Medical Instrumentation (AAMI). São elas:

- NBR-IEC 60601-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança", 1997;
- NBR-IEC 60601-2-2: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência", 1998;
- IEC/TR3 61289-2: "High frequency surgical equipment - Part 2: Maintenance", 1994;
- ANSI/AAMI HF18: "Electro surgical devices", 2001.

Manutenção preventiva

Além dos itens listados acima, deve-se ter em mente que nos equipamentos de eletrocirurgia, os componentes mais críticos estão ligados ao circuito de potência em alta frequência (transistores de saída, transformadores, cabos de aplicação e eletrodos), e os conectores.

Deve também fazer parte da manutenção preventiva a limpeza externa do equipamento, com especial atenção aos eletrodos, que podem acumular resíduos orgânicos e resíduos de gel condutor, colocando em risco a segurança do paciente.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários. Os critérios para sua aquisição devem considerar o número de equipamentos de eletrocirurgia da instituição, o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Os principais instrumentos são:

- Analisador de equipamentos de eletrocirurgia (ex: Bio-Tek RF 302, RF 303 ou Dynatech-Nevada 443). Testam diversos parâmetros funcionais exigidos pelas normas, como potência e corrente de saída sobre diversas cargas, atenuação para visualização da forma de onda em osciloscópio, teste dos dispositivos de proteção, etc.;
- Testador de isolação elétrica (ex: Dynatech 235A). Testa, igualmente, diversos parâmetros exigidos pelas normas, como resistência de aterramento, corrente de fuga, isolação elétrica, etc.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

A radiologia geral de diagnóstico foi a primeira técnica de diagnóstico por imagem e continua sendo hoje uma das mais importantes modalidades. Suas principais aplicações são em traumatologia e ortopedia (obtenção de imagens do crânio e do sistema esquelético) e estudo dos órgãos respiratórios. Outras modalidades de raios-X são utilizadas em cardiologia (angiografia), urologia, dosimetria óssea (medida da densidade óssea), mielografia (imagens da medula óssea) e neuroradiologia.

As imagens em radiodiagnóstico são obtidas pela interação da radiação com os tecidos. A imagem formada é resultado da detecção de fótons de raios-X que não foram absorvidos durante a exposição do paciente à radiação. Desta forma, a radiografia consiste em uma imagem de transmissão, ou seja, é uma projeção plana do perfil espacial de absorção dos tecidos.

HISTÓRICO

1895: Wilhelm Conrad Röntgen, físico alemão, descobriu os raios-X em suas experiências com tubos de raios catódicos;

1896: Röntgen tornou pública sua descoberta em 1896, sem registrar patente, por considerá-la um patrimônio da humanidade. Como resultado, a técnica teve uma rápida difusão. Röntgen recebeu o primeiro prêmio Nobel de Física, em 1901;

1896: Ratcliffe e Hall-Edwards utilizaram a técnica para obter uma imagem da mão de uma paciente, fornecendo uma cópia impressa em um substrato de brometo de prata. Esta imagem foi utilizada no dia seguinte pelo cirurgião J. H. Clayton, consistindo na primeira cirurgia guiada por um exame de raios-X;

1913: Coolidge, físico pesquisador da General Electric Corp. desenvolveu em 1913 uma técnica para tornar o tungstênio flexível. No mesmo ano, Coolidge construiu o primeiro tubo a vácuo com catodo excitado com altas tensões, utilizando um filamento de tungstênio flexível como fonte de elétrons para serem acelerados através do tubo. A implementação ficou conhecida como tubo de Coolidge e é a base de todas as unidades de raios-X atuais;

1914: Os raios-X são utilizados na primeira guerra mundial para detectar fraturas;

1920: Waite patenteou o primeiro sistema de refrigeração a óleo à prova de choque;

1923: Utilização clínica dos raios-X para diagnóstico da tuberculose pulmonar;

1929: A Philips lançou no mercado o primeiro tubo com anodo rotativo;

Década de 70: Desenvolvimento dos sistemas de tomografia computadorizada;

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Visão Geral

O raio-X é radiação eletromagnética (freqüência de 10^{17} a 10^{21} Hz) composta por fótons de alta energia. Nos tubos de raios-X dedicados à radiografia de diagnóstico, esta radiação é produzida quando um feixe de elétrons de alta energia cinética (acelerados por uma grande diferença de potencial – entre 25 e 150 kV) é colimado em um pequeno ponto focal metálico. A rápida desaceleração destes elétrons ao colidir com o alvo metálico (Figura 01) produz uma grande quantidade de calor e uma pequena parte da energia (1%) é convertida em um espectro contínuo de raios-X chamada radiação Bremsstrahlung.

Os elétrons são irradiados (emissão termiônica) pelo aquecimento de um filamento de tungstênio (W) em um eletrodo carregado negativamente (catodo). Desta forma, os elétrons livres são atraídos pelo alvo metálico carregado positivamente (anodo). A ilustração abaixo sintetiza esquematicamente o processo de geração dos raios-X

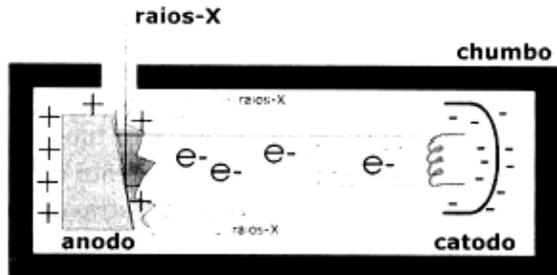



Figura 01. Processo de geração dos raios-X (representação esquemática).

Também é possível que os elétrons incidentes ionizem átomos no anodo metálico, criando lacunas nas camadas mais internas (maior probabilidade de camadas K e L). Estas lacunas são rapidamente preenchidas por transições de elétrons de outras camadas, gerando uma emissão de radiação dependente do material do anodo, chamada de radiação característica.

A corrente aplicada no tubo (entre 25 a 1.200 mA) afeta o número de elétrons acelerados e conseqüentemente, o número de fótons de raios-X produzidos. A tensão aplicada no tubo afeta a energia dos fótons dos raios-X, definindo, portanto, a sua penetração ou qualidade.

A dose de radiação é definida como a quantidade de energia transferida pelo feixe de raios-X. Assim, a dose representa o produto da energia média dos fótons (determinada pelo kVp) pelo seu número, determinado pela corrente no tubo (mA) e o intervalo tempo de exposição (s).

Uma vez que os raios-X entram em contato com o paciente, os diferentes tecidos absorvem diferentes quantidades de radiação em diferentes energias. A radiação resultante é registrada por um detector (usualmente filmes), gerando uma imagem de transmissão (projeção plana) das absorções geradas pelos tecidos. Quanto maior a diferença de absorção entre os tecidos, maior o contraste da imagem.

Observe a Tabela:

Tabela: Contraste entre ar, sangue, músculos e ossos.

Material	*Coeficiente de absorção de radiação (μ)*	*% da dose transmitida em 1cm*	*% da dose transmitida em redação ao músculo*
Ar	*0,000 cm^{-1}*	*100,0%*	*+20%*
Sangue	*0,178 cm^{-1}*	*88,7%*	*+0,2%*
Músculo	*0,180 cm^{-1}*	*83,5%*	*0*
Osso	*0,480 cm^{-1}*	*61,9%*	*-26%*

Observa-se que a radiografia convencional oferece alto contraste entre ar, ossos e músculo. Conseqüentemente, a radiografia é eficiente na representação de estruturas ósseas ou em imagens do pulmão. No entanto,

oferece pouco contraste na distinção de tecidos "moles" (sangue e músculos). De fato, para tornar vasos sanguíneos visíveis aos raios-X são utilizados agentes de contrastes (materiais com alta absorção, que são injetados na corrente sanguínea). Na Figura 02, tem-se uma radiografia de uma mão, onde se observa alto contraste em tecidos "duros" (tecido ósseo) e baixo contraste em tecidos moles (músculos).

Figura 02. Imagem radiográfica de uma mão (alto contraste entre os tecidos "duros" e baixo contraste entre tecidos "moles").

Os raios-X são uma radiação ionizante. Isto significa que a sua exposição, acima de determinada dose, é considerada um forte fator cancerígeno. Portanto, deve ser aplicado apenas na área de interesse, evitando exposição desnecessária ao paciente e ao operador.

À exceção de certos tipos de aparelhos, como os de raios-X odontológico e aparelhos portáteis onde os três componentes são guardados de maneira compacta, a maioria tem o tubo de raios-X e o gerador de alta tensão (responsável pela alimentação do tubo de raios-X) localizados na sala de exame e o painel de controle numa sala contígua ou protegido por uma parede ou barreira de absorção, normalmente de vidro plumbífero. Algumas instalações possuem o gerador nas salas de exame sob um teto falso.

Diagrama de Blocos

Uma abordagem genérica simplificada permite a identificação de três componentes fundamentais em qualquer sistema de diagnóstico radiológico, como na Figura 03:

- Gerador de raios-X (fonte de alta tensão);
- Tubo de raios-X;
- Sistema de detecção.

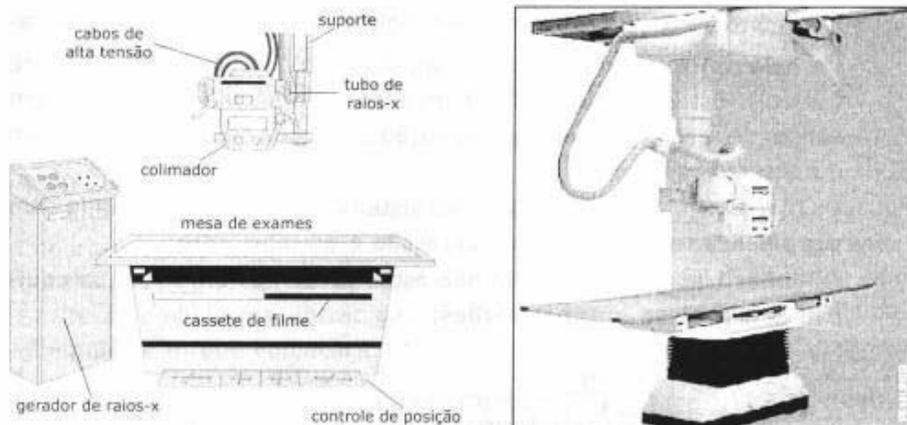



Figura 03. Esquema básico de uma unidade de raios-X de diagnóstico e fotografia de um sistema típico.

O gerador de raios-X engloba a fonte de alta tensão que alimenta o tubo, assim como todos os painéis de controle de seleção de kV, mA e tempo de exposição.

Estão associados aos tubos de raios-X, sistemas de bombeamento de óleo para resfriamento, sistemas de abertura de fendas e colimação, filtros e dispositivos de posicionamento mecânico do tubo (suporte).

Por último, o sistema de detecção envolve todo o mecanismo de detecção e armazenamento da imagem obtida, juntamente com os mecanismos encarregados de melhorar a qualidade da mesma, por intensificação ou diminuição de artefatos. Dentre os sistemas de detecção disponíveis, tem-se os filmes radiográficos, as telas de fluorescência, as matrizes de CCD (chage coupled devices), matrizes amorfas (FPD - flat panel detector) de selênio (Se) ou silício (Si) e as placas de PSPL (photo-stimulable phosphor layer).

Desta forma, pode-se descrever o seguinte diagrama de blocos (Figura 04) para as diversas modalidades de sistemas de radiologia de diagnóstico, onde:

- Os blocos ☐ são os componentes essenciais, e estão presentes em todos os sistemas independente da finalidade específica ou do fabricante;

- O circuito [caixa tracejada] é encontrado em alguns sistemas, sendo responsável pelo controle automático de exposição (AEC – Automatic exposure control). Estes dispositivos inibem a geração de raios-X quando um sensor de radiação detecta a exposição adequada para a sensibilização do detector de radiação.
- Os blocos [bloco tracejado arredondado] são extensões do sistema de imagem, variando com sua finalidade, tecnologia de detecção e de fabricante;
- As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas mesmas razões;

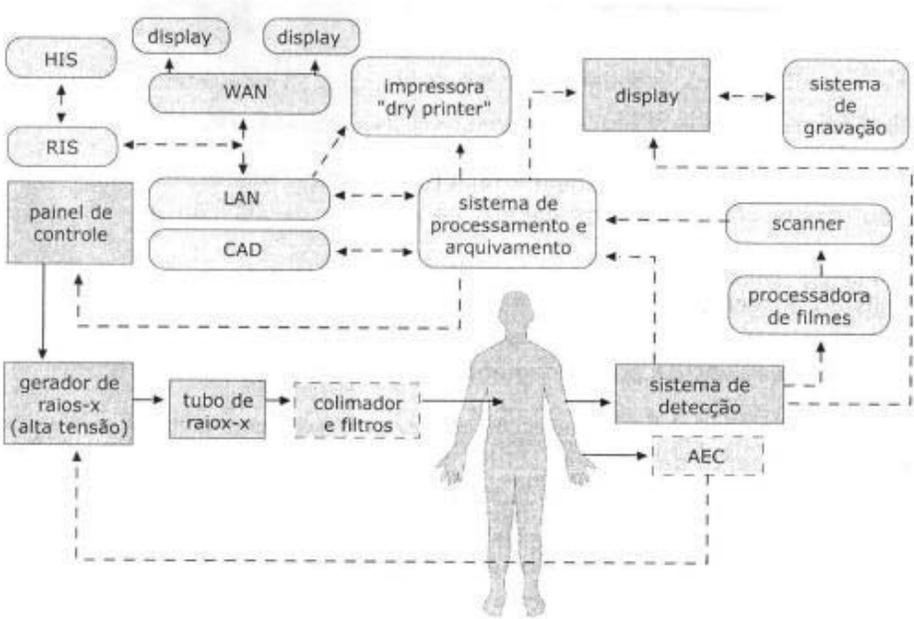



Figura 04. Diagrama de blocos geral para sistemas de radiodiagnóstico.

Segue uma discussão sobre os principais componentes deste diagrama.

Tubo de raios-X

A função principal do tubo (ampola) de raios-X é a geração dos raios-X. O tubo de raios-X geralmente não é visível externamente, pois está contido em uma calota protetora de chumbo (cabeçote) com apenas uma jane-

la por onde pode ser emitida a radiação. Desta forma, o tubo de Raios-X fica inacessível ao operador. Os componentes do tubo podem ser identificados na figura 05 e são estudados separadamente.

O interior do tubo de raios-X é lacrado a vácuo. Para resistir à grande quantidade de calor gerada quando da interação dos elétrons sobre o anodo e manter o vácuo, a parte externa do tubo é feita de PYREX. O vácuo é importante para aumentar a eficiência da produção de raios-X e garantir a durabilidade do tubo. Se não houver vácuo aumenta-se a geração de calor. Se de alguma forma entrar gás dentro do tubo, a produção de Raios-X diminuirá e o tubo começará a falhar.

A janela do tubo por onde passa o feixe útil é uma parte do tubo de vidro, formando um quadrado de aproximadamente 5 cm de lado, permitindo a passagem de Raios-X com o mínimo de absorção possível.

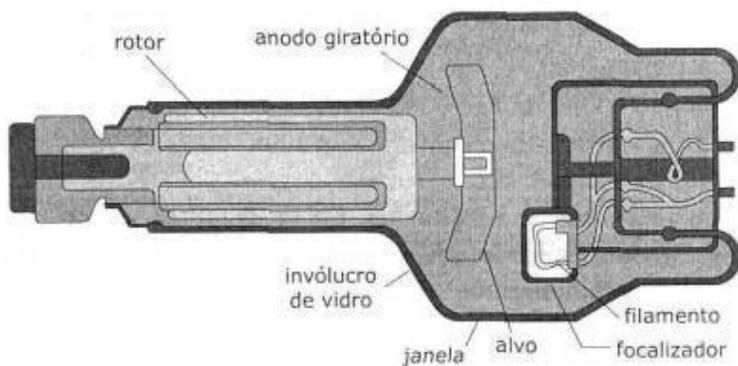



Figura 05. Diagrama esquemático de um tubo de raios-X.

Catodo

O catodo é o pólo negativo do tubo de raios-X. Divide-se em duas partes: filamento e focalizador.

- Filamento: Possui a forma de espiral, feito de tungstênio, medindo cerca de 2 mm de diâmetro e 1 ou 2 cm de comprimento. É dele que são emitidos os elétrons. Isto ocorre quando uma corrente de aproximadamente 6A atravessa o filamento. O tungstênio é utilizado por permitir maior emissão termiônica que outros metais e por seu alto ponto de fusão (3.370 ºC).

- Focalizador: Sabemos que os elétrons são carregados negativamente. Assim, existe uma repulsão entre eles e como conseqüência um espalhamento, criando uma perda ao longo da trajetória catodo-anodo. Para evitar isto, o filamento do catodo é envolvido por uma capa carregada negativamente de maneira a manter os elétrons mais unidos e concentrá-los numa área menor do anodo.

Corrente do Filamento: Quando ligamos o aparelho de raios-X, uma corrente de baixa intensidade é transferida ao filamento, mantendo-o aquecido e preparado para receber a corrente necessária para a emissão dos elétrons. Uma vez alcançado o valor mínimo de corrente para emissão termiônica, um pequeno aumento na corrente corresponde a um grande aumento do fluxo de elétrons (corrente do tubo).

Anodo

O anodo é o lado positivo do tubo de raios-X. Existem dois tipos de anodo:

- Anodo fixo: O anodo fixo é utilizado em tubos onde não são necessárias altas correntes, como em aparelhos de raios-X odontológicos, unidades portáteis, etc.
- Anodo giratório: A maioria dos tubos de unidades de diagnóstico possui anodo rotatório devido à utilização de altas intensidades de Raios-X em tempo curto.

Alvo

O alvo (target) é a área do anodo onde ocorre o impacto direto dos elétrons. No anodo fixo o alvo é uma pequena parte do anodo feito de uma liga de tungstênio e rênio, enquanto que no anodo giratório o alvo é toda uma região circular do disco, também feito de uma liga de tungstênio e rênio mais molibdênio, tendo alta resistência aos impactos do movimento de rotação.

O anodo tem quatro funções básicas:

- Receber os elétrons emitidos pelo catodo;
- Conduzí-los através do tubo aos cabos conectados e então à seção de alta tensão onde se conclui que o anodo é um condutor elétrico;

- Conduzir calor, pois deve ser um bom condutor térmico;
- Funcionar como suporte para o alvo.

Quando os elétrons se chocam contra o anodo, mais de 95% de sua energia cinética é transformada em calor. Este calor precisa ser conduzido para fora rapidamente, para não derreter o anodo. O anodo giratório (Figura 06) tem uma área de impacto centenas de vezes maior que a de um anodo fixo, com mesmo tamanho de foco. Com isso, o calor resultante fica distribuído, possibilitando a utilização de altas correntes.

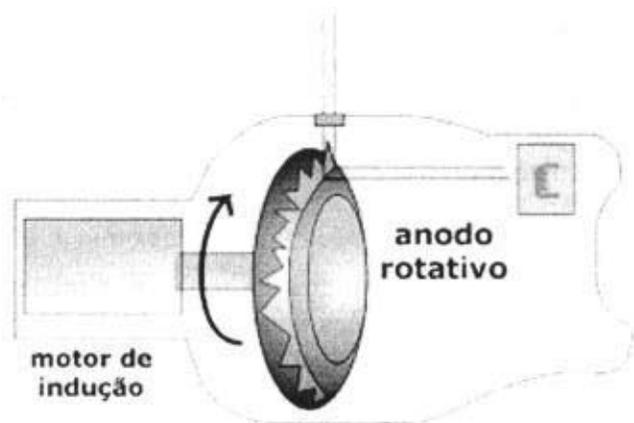



Figura 06. Representação esquemática de um tubo de raios-X com anodo rotativo.

Curvas de Resfriamento do Anodo: O conjunto do anodo tem uma capacidade limitada de armazenar o calor. Embora seja continuamente dissipado, existe a possibilidade de que a capacidade térmica do anodo seja excedida mediante o uso prolongado ou de múltiplas exposições. Em aplicações de Raios-X a energia térmica é expressa em UC (unidades de calor):

$$1 \text{ UC} = 1 \text{ kV} \times 1 \text{ mA} \times 1 \text{ segundo}$$

A capacidade calorífica pode ser ainda aumentada acrescendo-se o número de rotações do anodo. Normalmente, a capacidade de rotação é de 3.400 rotações por minuto (rpm), porém, existem anodos de tubos de alta capacidade que giram a 10.000 rpm. O mecanismo do rotor de um tubo de anodo giratório pode falhar ocasionalmente e, quando isto acontece, há um superaquecimento, criando depressões no anodo ou rachaduras, danificando o tubo.

Motor de indução

O anodo rotatório é controlado por um motor de indução magnética dividido em duas partes, separadas pelo "tubo de vidro". A parte externa do "tubo de vidro" chama-se estator, consistindo de uma série de eletromagnetos igualmente distribuídos em torno do "gargalo do tubo". A parte interna é uma haste, feita de barras de cobre e ferro em uma única peça, formando um mecanismo chamado de rotor. O rotor é uma peça altamente balanceada, de baixa fricção.

O disparo de exposições de uma unidade radiográfica não é instantâneo. Deve-se esperar 1 ou 2 segundos, antes da exposição. Este tempo é necessário para que o rotor acelere e desenvolva o número de rpm desejado. Quando a exposição é completada o rotor diminui a rotação e pára em mais ou menos 1 minuto.

Cabeçote

Os Raios-X produzidos são emitidos em todas as direções, sendo que, os utilizados em exames são apenas aqueles que atravessam uma janela formando o chamado feixe útil. Os Raios-X que passam pela calota protetora (Figura 07) são chamados de radiação de fuga, em nada contribuindo para a informação da imagem diagnóstica, causando exposição desnecessária aos raios-X tanto do paciente quanto do operador. O cabeçote reduz bastante o nível desta radiação tornando o aparelho mais seguro.

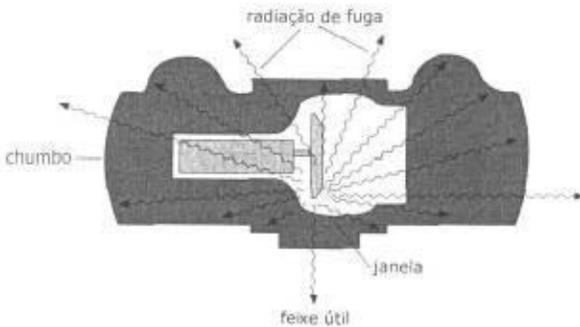



Figura 07. Produção de raios-X dentro do cabeçote (mostrando a radiação de fuga e o feixe útil de raios-X).

No cabeçote, o tubo é arrefecido por óleo para dissipar a intensa produção de calor no anodo durante a produção de raios-X. Ao sair pela abertura (janela) do cabeçote, a radiação passa pela fenda de um colimador, onde a radiação que não se dirige à região de interesse é retida.

Painel de controle

O painel de controle permite ao operador de Raios-X controlar a corrente e a tensão no tubo e o tempo de exposição de maneira a obter-se intensidade e penetrabilidade necessárias a uma radiografia de boa qualidade. Monitores em forma de mostradores são disponíveis para kV e às vezes mAs. Todos os circuitos elétricos conectados aos mostradores do painel são de baixa tensão diminuindo o perigo de choque elétrico para o operador.

- Linha de compensação: As companhias fornecedoras de energia não são capazes de produzir uma tensão de rede estabilizada devido às variações na rede de transmissão e na distribuição pelas várias seções do hospital. A tensão necessária a uma unidade de Raios-X pode variar em torno de 5%. Esta pequena variação na entrada acarreta uma grande variação na produção de Raios-X necessitando-se assim de minimização da variação na rede elétrica.
- Autotransformador: O autotransformador é projetado para suprimir a tensão de suas variações nos vários circuitos do aparelho de Raios-X, preferencialmente ao circuito do filamento e ao circuito de alta-tensão.
- Ajuste da alta tensão (Seleção de kV): O painel de controle pode, através de seleção apropriada dos indicadores, fornecer precisamente a alta tensão (kVp) desejada.
- Controle da corrente de tubo (Seleção de mA): Controla o número de elétrons que atravessam o tubo de raios-X do catodo para o anodo (mA). A corrente do tubo de Raios-X é controlada pelo circuito elétrico chamado circuito do filamento.

Gerador de raios-X (gerador de Alta Tensão)

O gerador de raios-X (gerador de alta tensão) provê a tensão necessária para aceleração dos elétrons do catodo ao anodo do tubo de raios-X. O circuito de alta tensão consiste basicamente de um transformador elevador de alta tensão. Este transformador é capaz de gerar tensões de saída de até 150 kV. O transformador de alta-tensão é imerso em um tanque de óleo. Embora haja produção de uma certa quantidade de calor no transformador, o óleo é usado principalmente para isolamento elétrico. A Figura 08 apresenta um diagrama de blocos dos demais componentes do gerador de raios-X.

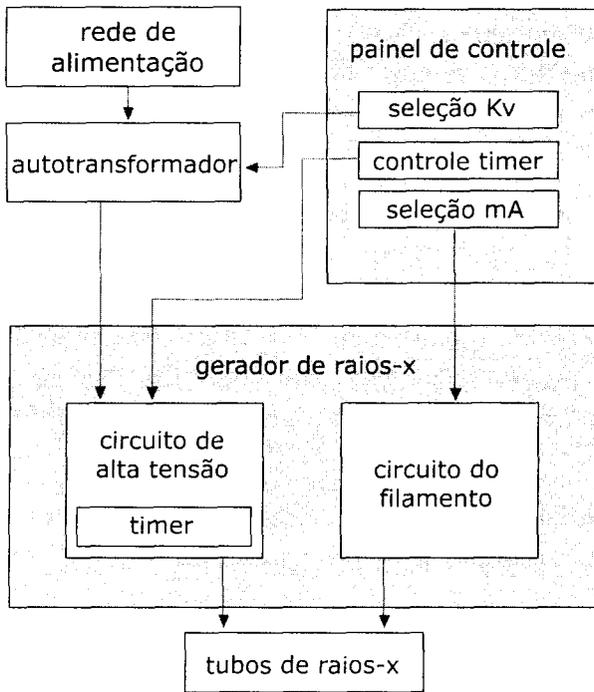



Figura 08. Diagrama de blocos do circuito do gerador de raios-X

Circuito do filamento

O circuito do filamento alimenta o filamento do tubo de raios-X com a tensão (até 10 V) necessária para a geração da corrente. A tensão do filamento é gerada por um transformador abaixador (transformador do filamento). Este transformador é alimentado pelo auto-transformador da rede. A ligação entre ambos os transformadores se dá por meio de um estabilizador de tensão, de forma que é possível controlar a tensão de alimentação. A tensão deve ser precisamente controlada pois pequenas variações da corrente do filamento implicam em grandes variações da dose de radiação. Adicionalmente, em alguns sistemas, é inserida uma compensação da tensão de linha, onde o circuito do filamento compensa mudanças no transformador de alta tensão.

RETIFICADOR: Retificadores são circuitos capazes de transformar tensões alternadas (AC) em contínuas (DC) (Figura 09). O retificador restringe o sentido da corrente em uma direção (do catodo para o anodo), portanto, prevenindo danos ao tubo de raios-X.

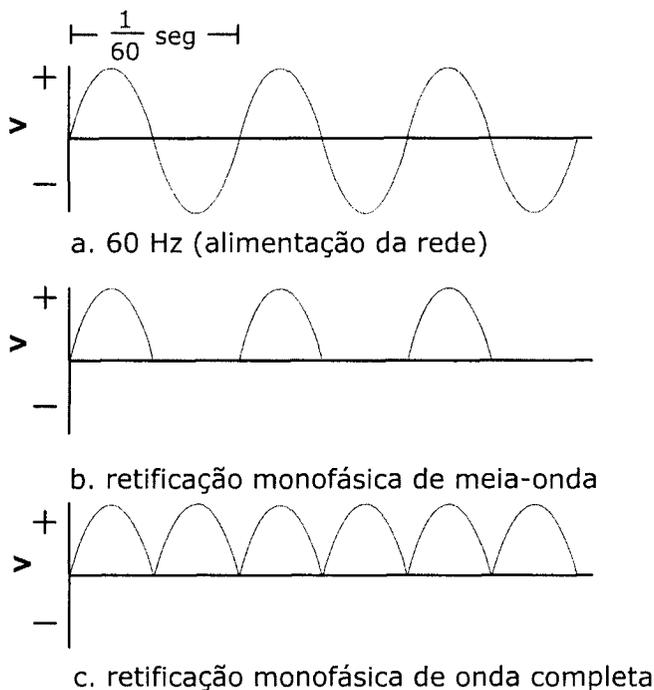



Figura 09. Retificação em meia-onda e em onda completa.

Existem dois tipos de retificadores: meia-onda e onda completa. Tipicamente, os retificadores utilizados em circuitos de raios-X são de onda completa. Os retificadores de onda completa são realizados pela associação de dois retificadores de meia onda com direções de corrente em oposição.

O gerador de raios-X ideal forneceria uma tensão DC perfeita. Variações de tensão implicam em ineficiência na geração dos raios-X. A eficiência do tubo é afetada diretamente pelo fator de ripple do gerador de alta tensão. O fator de ripple é dado pela seguinte expressão:

$$FR = \frac{V_{máximo} - V_{mínimo}}{V_{máximo}} \cdot 100\%$$

O fator de ripple de um retificador monofásico (meia onda ou onda completa) é 100%.

Tipos de geradores de alta tensão

- Retificadores monofásicos: Os retificadores monofásicos de meia-onda e de onda completa geram dois pulsos de raios-X por ciclo (120 por segundo). O fator de ripple é de 100% e a produção de raios-X é substancialmente baixa e oscilante (Figura 10).

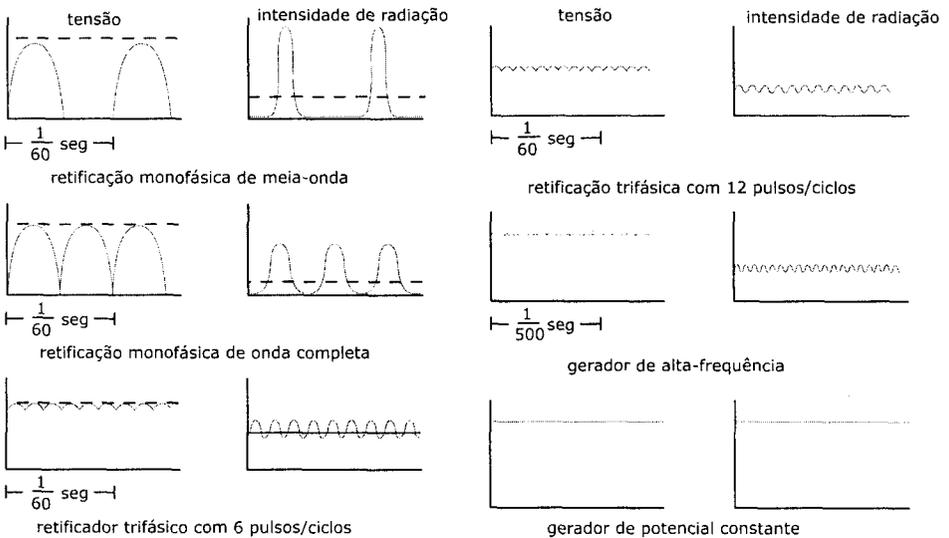



Figura 10. Tipos de geradores de alta tensão.

- Retificadores trifásicos: Os retificadores trifásicos de onda completa contêm três autotransformadores de rede e três bobinas no primário do transformador de alta-tensão. Quando estas três bobinas são eletricamente conectadas em "Y", uma diferença de fase de 120º é gerada e quando conectadas em "D" a diferença é de 150º. Geradores trifásicos com 6 pulsos por ciclo utilizam conexões em "Y" e 6 retifi-

cadores, resultando em 6 pulsos de radiação por ciclo (360 pulsos por segundo). Geradores trifásicos com 12 pulsos por ciclo utilizam duas conexões em "Y" e 12 retificadores, resultando em 12 pulsos de radiação por ciclo (720 pulsos por segundo) (Figura 10). O fator de ripple de um retificador trifásico com 6 pulsos ou ciclo é 13,5%.

Geradores (multipulsos) de alta freqüência: utilizam um retificador monofásico ou trifásico para gerar uma tensão próxima a um sinal DC. A seguir, convertem este sinal DC em um sinal de alta freqüência (100 kHz) através de um inversor de potência (oscilador). O sinal resultante é utilizado em um único transformador elevador de alta tensão. A retificação de onda completa no secundário do circuito de alta tensão dobra o número de pulsos, (da ordem de 200.000 por segundo) (Figura 10). Um capacitor de alta-tensão reduz o ripple final a cerca de 2 %. A alimentação destes geradores com trifásico ou monofásico não altera suas formas de onda. Os transformadores de alta freqüência costumam ocupar 1/3 do espaço de um transformador trifásico de 12 pulsos. Transformadores de alta freqüência para baixos kV podem ser montados juntamente com o tubo de raios-X, eliminando a necessidade de cabos de alta tensão.

Geradores de potencial constante: Os geradores de potencial constante produzem tensões verdadeiramente contínuas (DC). São variantes dos transformadores trifásicos de 12 pulsos ou ciclo. Dois triodos (3 eletrodos) ou um quatrodo (4 eletrodos) controlam tubos de vácuo na saída do transformador secundário. O catodo e o anodo dos tubos alimentam o tubo de raios-X. Cada tubo contém um eletrodo de controle chamado grade ("grid"). Variações na tensão da grade alteram a resistência do tubo, controlando a tensão na saída. Em suma, os tubos funcionam como "grandes válvulas". Um circuito comparador na tensão de saída dos tubos ajusta a tensão de BIAS da grade a fim de manter um potencial constante. A resposta do circuito é quase que instantânea, de forma que o sinal final é praticamente DC (Figura 10). Alguns geradores de potencial constante usam transistores de efeito de campo (FET) de potência no lugar de tubos triodos ou tetrodos.

Circuito do timer (temporizador)

O circuito do timer controla a duração da exposição em intervalos de tempo tipicamente entre 1/120 e 6 segundos. Três tipos de timers são utilizados em geradores de raios-X: mecânicos, síncronos e eletrônicos. Os temporizadores mecânicos utilizam sistemas de molas para calibrar o tempo, tendo precisão de ¼ de segundo e sendo similares aos "indicadores de peru assado". Temporizadores síncronos utilizam o movimento de motores síncronos, sendo capazes de contar múltiplos de 1/120 segundos. Temporizadores eletrônicos são utilizados na grande maioria dos sistemas, oferecendo grande precisão.

Circuito de chaveamento

Os circuitos de chaveamento são classificados como primário ou secundário, de acordo com sua posição no circuito de alta tensão. A sua função é iniciar e cortar a alimentação do tubo de raios-X no final da exposição. Os circuitos de chaveamento do primário são mais simples, baratos e seguros. Os três tipos de chaveamento primário são as chaves eletromagnéticas, triodos a vácuo e SCRs. As chaves eletromagnéticas são movidas por um conjunto chave - mola que abrem ou fecham o circuito quando uma corrente é aplicada em uma bobina. Devido à sua inércia, estes dispositivos têm resposta muito lenta e possuem alto custo de manutenção. Triodos a vácuo são tubos controlados por uma tensão de BIAS em uma grade. O tempo de resposta dos triodos a vácuo é rápido, mas produzem muito aquecimento e possuem alto custo de manutenção. Os SCRs (siliconcontrolled rectifiers) ou tiristores são chaves de potência baseadas em componentes de estado sólido, são rápidos, baratos e de fácil manutenção. Os SCR podem realizar chaveamento síncrono com a rede (intervalos de 1/120 segundos) ou assíncrono (chaveamento de até 500 µs).

Tubos de raios-x controlados com grade

Se uma tensão de BIAS de 3V for aplicada em uma grade entre o catodo e o anodo, temos a supressão da geração de raios-X. Esta tecnologia é utilizada em cine-fluoroscopia, chaveando a câmera juntamente com o tubo em até 500 exposições por segundo, de forma a reduzir a dose de radiação exposta ao paciente.

Sistemas de Detecção e Display

Um espaço longitudinal geralmente existe sob a mesa de exposições. Neste espaço é posto o sistema de detecção. Normalmente, os sistemas de detecção utilizados são os filmes radiográficos.

Grades de absorção

Os raios-X podem interagir com a matéria de vários modos, como atravessar a secção transversal sem qualquer desvio, ser absorvido, refletido, ou pode ainda chocar-se com um elétron e sofrer um desvio de trajetória. Esta última parcela de radiação recebe o nome de radiação de espalhamento e leva à perda de resolução do sistema.

Para reduzir a radiação de espalhamento e desta forma melhorar a qualidade da imagem, uma grade (tela) de absorção, estática ou móvel, é utilizada em conjunto com bandeja do filme. A grade de absorção consiste de uma série de fatias de chumbo intercaladas com plástico, fibra de carbono, de forma que somente feixes que incidam diretamente não sofram interação e feixes que incidam obliquamente sejam absorvidos (Figura 11).

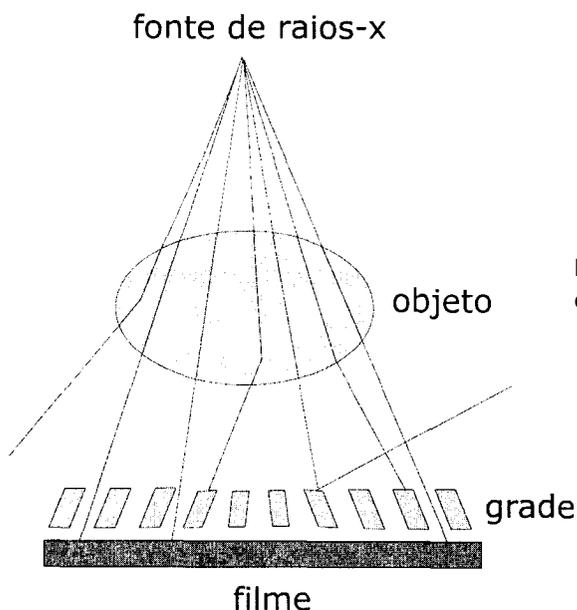



Figura 11. Diagrama de uma grade de absorção.

Nas grades de absorção lineares, as tiras de chumbo são paralelas longitudinalmente e inclinadas na direção do feixe de raios-X, de forma que permitem a passagem de fótons primários.

A razão da grade é a grandeza que mede a relação entre a largura dos intervalos de absorção e a distância entre eles, indicando a eficiência da grade em remover radiação oblíqua. Não obstante, o aumento da razão implica em redução do contraste, de modo que quase sempre é necessário elevar a dose de radiação exposta ao paciente.

As grades móveis, denominadas Pooter-Bucky ou Bucky grid, são utilizadas para eliminar as sombras provocadas pela grade. Durante a produção de raios-X, a grade se move de 1 a 3 cm em movimento de ida e volta. A movimentação da grade tem como vantagem a eliminação de linhas na imagem correspondente à grade, porém demanda aumento na dose fornecida ao paciente e a vibração pode gerar artefatos. Acrescente-se ainda que o próprio mecanismo de movimentação da grade costuma apresentar defeitos.

Filmes radiográficos

Os filmes radiográficos são o meio mais difundido de armazenamento de imagem para diagnóstico com raios-X. A chapa fotográfica pode ser impressionada diretamente pelos raios-X, ou ser impregnada pela radiação visível proveniente de uma tela fluorescente (écran). As chapas fotográficas são formadas por uma folha de acetato ou poliéster (base de sustentação), em emulsões fotográficas em ambas as faces (Figura 12). A emulsão fotográfica consiste em grãos de brometo de prata, com diâmetro de cerca de 1 µm. O tamanho do grão da emulsão está diretamente correlacionado com a resolução do filme.

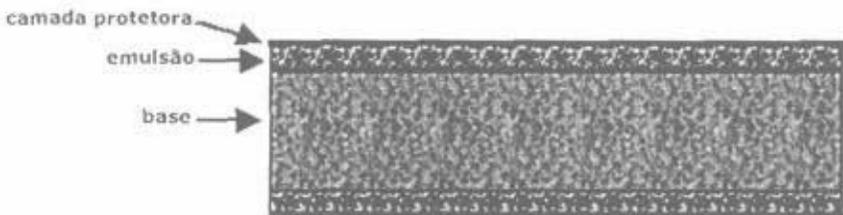



Figura 12. Corte de um filme radiográfico

Maiores velocidades de sensibilização do filme estão relacionadas à redução da dose de radiação ao paciente. Entretanto, filmes mais rápidos tendem a ser mais ruidosos. Em sistemas em que a prioridade é a redução da dose, utilizam-se filmes rápidos em exposições curtas. Em sistemas em que a prioridade é a redução do ruído, utilizam-se filmes lentos com exposições demoradas. A velocidade de sensibilização está relacionada à espessura do filme: filmes mais finos tendem a ser mais lentos, mas apresentam melhor resolução. Os filmes mais recentes têm conseguido agregar qualidades de resolução, velocidade e baixo ruído.

No caso de exposição direta do filme à radiação, a imagem é formada pela interação dos raios-X com a emulsão da chapa. Entretanto, o filme tem uma sensibilidade muito reduzida aos raios-X, necessitando de maior dose de radiação ao paciente (maior tempo de exposição). O uso de telas fluoroscópicas reduz a dose de radiação necessária, mas degrada a resolução.

As telas fluoroscópicas consistem em um aperfeiçoamento do diagnóstico por raios-X. Estas telas são formadas de material que possui a capacidade de gerar grande quantidade de fótons de menor energia (no visível) quando estimulado por um fóton de raios-X. Desta forma a sensibilização é muito mais eficiente. Também se deve considerar a redução do ruído de origem quântica (que se reduz com a raiz do número de fótons). Contudo, o espalhamento destes fótons (usualmente na faixa do visível) reduz a resolução do sistema.

Depois de expostos, os filmes radiográficos necessitam de um processo de revelação química para que a imagem possa ser revelada.

Sensores digitais

A radiologia digital utiliza os mesmos sistemas de exposição (tubos e geradores de raios-X) da radiografia comum. Uso da tecnologia de detecção digital somente visa eliminar a chapa fotográfica. Através destes sistemas é possível adquirir a imagem radiográfica diretamente e de forma digital. Os sensores digitais de radiação podem ser diretos ou indiretos.

Detectores Digitais Indiretos

Nos sensores digitais diretos, a radiação é primeiramente convertida em luz visível por telas fluoroscópicas (iodeto de césio dopado com tálio). A luz obtida é então detectada por uma matriz de sensores digitais. Os sensores digitais podem ser do tipo CCD (charge-coupled devices) ou por matrizes de fotodiodos (FPD - flat panel detector) (Figura 13). Nestes sistemas, cada pixel (picture element) corresponde a um elemento ativo de estado sólido. Alguns sistemas chegam a possuir matrizes de até 2000 x 2000 elementos, com dimensões de pixel entre 40 e 200 µm.

Alternativamente, utilizam-se placas de armazenamento de fósforo (PSPL - photo stimulable phosphor layer). As placas de armazenamento de fósforo são placas de fósforo, dopadas com európio, que substituem diretamente os filmes nos sistemas radiográficos convencionais. Durante a exposição, pares elétron-lacuna são acumulados na estrutura, formando uma imagem latente. Depois de expostos, estes filmes são transportados a uma processadora a laser, onde a imagem latente é revelada pela recombinação dos pares estimulada pelo laser. A imagem digital é adquirida por um tubo fotomultiplicador (PMT) e então transferida a um computador. As placas são reutilizáveis.

Detectores Digitais Diretos

Em contraste com os sistemas de radiologia digital indireta, os sistemas de radiologia digital direta não necessitam da conversão dos raios-X em luz visível. Um detector plano (FPD) é diretamente sensibilizado pela radiação X. Estes detectores são compostos de matrizes de silício ou selênio amorfo que, expostas aos raios-X, também geram pares elétrons-lacuna que são lidos eletricamente por uma matriz de TFT e formam a imagem digital. Como estes sistemas não apresentam espalhamento da luz, dispõem de resolução superior aos sistemas digitais indiretos.

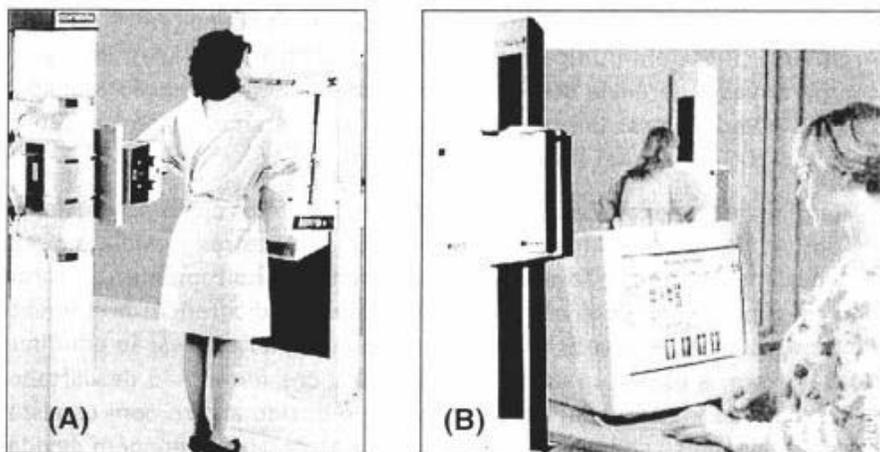



Figura 13. Sistemas de radiografia de tórax: (A) convecional (com filme) e (B) digital (sem filme). Em destaque um flat-panel detector (FDP).

A literatura especializada afirma que os sensores digitais, em geral, apresentam resolução inferior aos filmes convencionais. No entanto, todos os detectores digitais apresentam alta eficiência na detecção de quanta de energia, por efeitos fotoelétricos. Desta forma, estes sistemas são menos ruidosos, apresentando imagens com alto SNR (alta relação sinal-ruído) e DQE (data quanta efficiency) (da ordem de 0,01% para filmes e 6% para sistemas digitais), podendo operar com doses de radiação muito inferiores. É referido que a redução da dose de radiação é da ordem de 90% com os sensores digitais. Os sensores digitais também são sensíveis a radiação em uma escala dinâmica de 10.000:1 contra 100:1 dos filmes, sendo extremamente lineares dentro desta escala. Com exceção dos sistemas de PSPL, a imagem é obtida instantaneamente, de forma que é esperada uma redução no tempo de exame.

Os sistemas de radiologia digital disponibilizam a imagem como arquivos em computadores, sendo visualizados inicialmente em um monitor de vídeo e abrangendo facilidades de tratamento de imagem com filtros digitais e a aplicação de sistemas de auxílio ao diagnóstico (CAD - computer aided diagnosis). Via de regra, os sistemas digitais são compatíveis com os requerimentos do Protocolo de Comunicação em Medicina (DICOM - Digital Communication in Medicine), gerando a possibilidade de conexão

com o sistema de arquivamento e distribuição de imagens (PACS - Picture Archiving and Communication Systems), utilizando bases de dados coorporativas e gerência do serviço pelo sistema de informação radiológica (RIS - Radiological Information System) e o sistema de informação do hospital (HIS - Hospital Information System).

Teoricamente seria possível reduzir drasticamente os custos operacionais de um serviço de radiologia utilizando apenas detectores e mídia digitais. O Brasil, no entanto, não aceita a mídia digital juridicamente, de forma que, mesmo sendo possível adquirir a imagem radiográfica diretamente de forma digital, sempre é necessária a sua posterior impressão em filme. Apesar disso, a literatura afirma que até 30% dos filmes são descartados por exposição inadequada. Este descarte é reduzido a zero com os sistemas digitais, pois os filmes somente são impressos após a imagem devidamente processada. Todavia, raramente é necessário repetir exposições com sistemas digitais, pois eles apresentam uma larga escala dinâmica e a imagem pode ser recuperada por processamento via software. Desta forma, os sistemas digitais apresentam uma melhora na qualidade da imagem e na redução de dose ao paciente, diminuição do tempo de exame, além de ser esperada uma redução do uso de filmes decorrentes da não repetição das exposições.

No futuro, espera-se que os sistemas digitais substituam completamente os filmes radiográficos.

Intensificadores de imagem

Os intensificadores de imagem são dispositivos que fornecem um alto ganho a fótons incidentes de raios-X. Apresentam ainda a vantagem de resolução superior à tela fluoroscópica, sendo, portanto, dispositivos que contribuem para uma melhor qualidade de imagem e redução da dose de radiação.

Um intensificador de imagem (tubo fotomultiplicador) é constituído de um tubo com vácuo, tendo um anteparo fluorescente, onde incidem os raios-X (Figura 14). Este anteparo emite fótons que sensibilizam um fotocatodo, gerando fotoelétrons, que são acelerados por uma tensão de 20 a 30 kV e focalizados por meio de eletrodos de campo, sendo conduzi-dos a uma tela fluorescente onde produzem fótons na faixa do visível.

A imagem resultante pode ser captada por câmeras ou matrizes de CCD. Assim, a imagem pode ser exibida em uma tela de TV, gravada em vídeo (VHS), película, digitalizada e armazenada em disco. Os intensificadores são descritos por meio do diâmetro da superfície fosforescente, de acordo com o procedimento e a vista desejada.

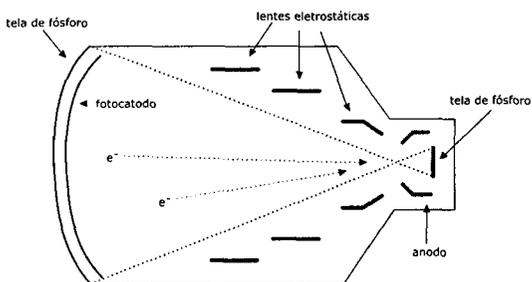



Figura 14. Diagrama esquemático de um intensificador de imagem.

As técnicas de radiologia que fazem uso de intensificares de imagem ou de obtenção de imagem diretamente de telas fluoroscópicas (écrans) recebem a denominação especial de fluoroscopia.

Uma das principais aplicações da fluoroscopia é na angiografia, onde intensificadores fluoroscópicos são utilizados para a visualização dos vasos sanguíneos (Figura 15 e Figura 16).

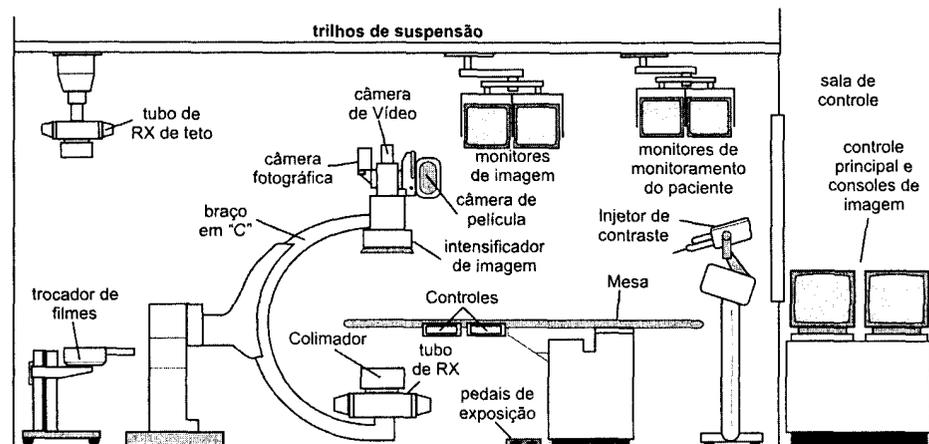



Figura 15. Diagrama esquemático de um sistema de angiografia.

A fluoroscopia possui a vantagem da obtenção de imagem em tempo real, permitindo o uso durante cirurgias. No entanto, são requeridas altas doses de radiação para esta modalidade de exame.

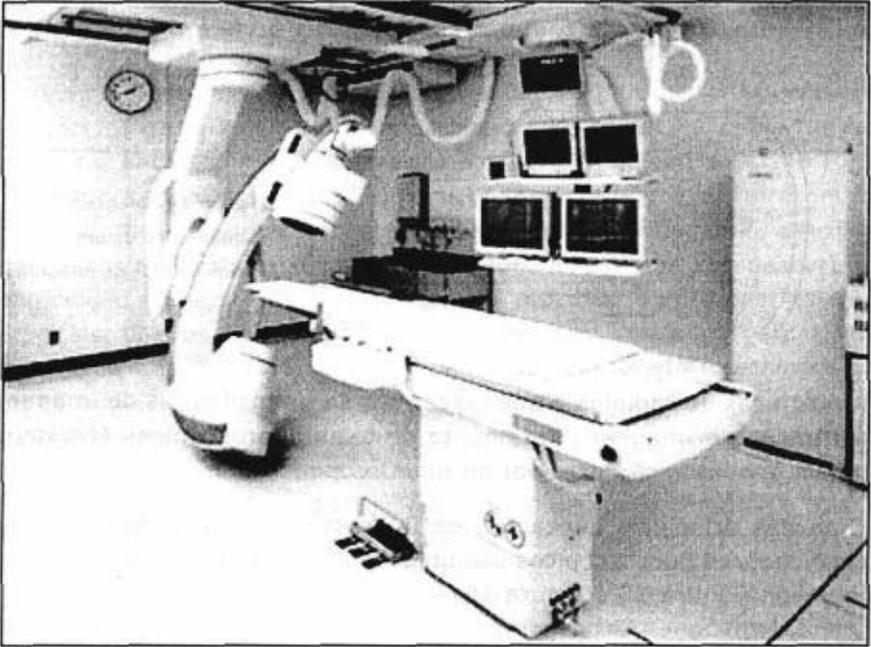



Figura 16. Fotografia de um sistema de angiografia.

As imagens de fluoroscopia digital obtidas com câmeras CCD são preferíveis para exames de angiografia digital de subtração (DSA - digital subtraction angiograph), onde temos a subtração digital de uma imagem de uma estrutura com e sem contraste radiológico, de forma que temos a visualização somente dos vasos sanguíneos. As câmeras de vídeo CCD também são referidas como possuindo melhor resolução, redução de ruído e artefatos que outras modalidades de obtenção da imagem fluoroscópica.

Os sistemas fluoroscópicos digitais utilizam detectores digitais de alta velocidade (multi-frame flat-panel detectors), capazes de 30 quadros por segundo, no lugar de telas intensificadoras. Estes sensores permitem reduzir a dose de radiação e melhorar a qualidade da imagem, sendo propostos como a evolução dos sistemas fluoroscópicos.

Os equipamentos de fluoroscopia e radiologia podem ser divididos em duas categorias fixos e móveis (Figura 17 e Figura 18). Os equipamentos móveis apresentam a vantagem de ser movimentados, sendo possível que um equipamento seja utilizado em várias salas cirúrgicas ou em situações de dificuldade ou risco de transporte do paciente. Em sistemas de radiografia móvel um capacitor (ou grupo de capacitores) é alimentado quando o sistema está conectado a rede, sendo descarregado no momento da exposição para a geração da tensão em um tubo controlado com grade.

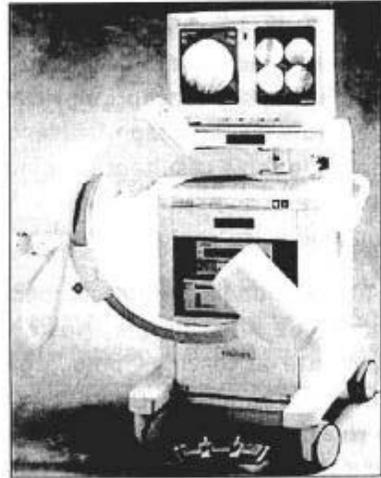
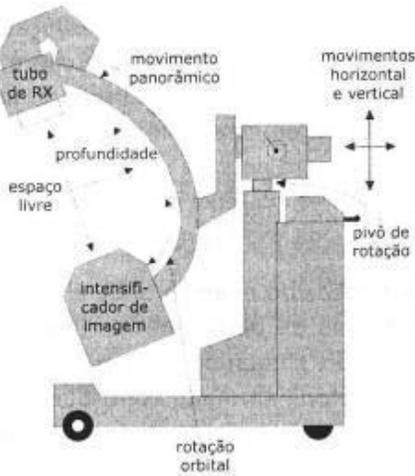



Figura 17. Diagrama esquemático de sistema de fluoroscopia móvel e representação fotográfica

Dentre os aspectos a serem observados na especificação destes sistemas tem-se as dimensões e possibilidades de rotação e translação do tubo e da mesa, os tipos de geradores e tubos de raios-X e os sistemas de colimação e filtragem da radiação.

Figura 18
Sistema de radiologia móvel

Colimadores e filtros

Os colimadores e filtros são importantes no ajuste do feixe de raios-X. A sua utilização correta acarreta uma máxima qualidade da imagem com um mínimo de exposição ao paciente.

Os colimadores são basicamente conjuntos de fendas de chumbo, que regulam a área a ser irradiada, de modo que apenas a área de interesse para diagnóstico seja irradiada.

Os filtros são elementos metálicos que visam eliminar a radiação de baixa energia. Normalmente são utilizados filtros de alumínio e cobre. Ao selecionarmos a tensão de pico do tubo de raios-X, selecionamos a máxima energia da radiação. Através do uso de filtros, determinamos a mínima energia do feixe resultante. Somente fótons com energia superior à necessária para atravessar o filtro estarão presentes no feixe secundário. Desta forma, pode-se realizar controle da energia da radiação incidente.

A necessidade de filtração ocorre nos casos de exames onde é utilizada radiação de alta energia. Neste caso, fótons de baixa energia são quase totalmente absorvidos pelo organismo, não chegando a impressionar o detector de radiação. Desta forma, estes fótons em nada contribuem para a formação da imagem, aumentando significativamente a dose recebida pelo paciente sendo, fortemente, recomendado o uso de filtros.

A camada semi-redutora é uma medida da penetração do feixe, que exprime a espessura de um filtro de determinado metal capaz de reduzir à metade a dose de radiação ao paciente. Quanto maior a camada semi-redutora de um feixe, maior a sua energia.

Controle Automático de Exposião (AEC)

Os sistemas de controle automático de exposição encerram a exposição quando uma intensidade de radiação suficiente atinge o sensor. Este dispositivo evita a necessidade de re-exposição devido ao ajuste inadequado da exposição. Os detectores de AEC (automactic exposure control), também chamados de fototemporizadores (phototimers), incluem um ou mais elementos posicionados em frente ou atrás do cassete do filme. Os tipos mais freqüentes de phototimers são:

- Tubos fotomultiplicadores: Os tubos fotomultiplicadores (PMT - photo multiplier tubes) coletam a luz emitida quando os raios-X atingem um material fluorescente e convertem esta intensidade luminosa em uma corrente proporcional à dose de radiação.
- Câmaras de ionização: As câmaras de ionização utilizadas em dispositivos AEC são filmes finos de câmaras de gases, que se ionizam gerando corrente proporcional à dose de radiação.
- Fotodiodos: Os fotodiodos coletam a luz emitida quando os raios-X atingem um material fluorescente e convertem esta intensidade luminosa em uma corrente proporcional à dose de radiação.

O corte da tensão de alimentação do tubo é realizado através de um SCR. Os dispositivos AEC mais simples requerem que o técnico especifique o kVp e o mA, enquanto o AEC controla o tempo de exposição.

Nos sistemas com tecnologia "falling load" o técnico apenas seleciona o kVp. Um circuito de controle é adicionado ao circuito da corrente de filamento. Inicialmente é selecionada a máxima corrente (mA) para a tensão selecionada, então a corrente vai sendo reduzida de acordo com a característica de aquecimento do tubo de raios-X. A redução do mA afeta o kVp, de forma que o processo é repetido até que seja detectada uma exposição suficiente.

Em alguns sistemas a faixa de kVp para determinados tipos de exame é pré-programada, de forma que o técnico apenas escolhe qual o tipo de exame a realizar. A ajuste é realizado pela "falling load".

Em fluoroscopia, um brilho constante é desejado na imagem. O controle de brilho automático regula o brilho da imagem ajustando o gerador de alta tensão de forma a manter uma exposição de radiação constante.

Processadora Automática de Filmes e Impressora "DRY"

A revelação de filmes é crítica na qualidade da geração de imagens radiográficas. Processadoras de filmes (Figura 19) realizam automaticamente os processos de revelação, fixação, lavagem e secagem de filmes expostos em diferentes energias, da radiação X a luz visível. Nas processadoras "daylight" não há necessidade de câmara escura e os filmes são manuseados sob iluminação comum. Os produtos químicos são materiais de consumo destes sistemas (reveladores, fixadores, etc), que devem ser preparados antes da sua utilização.

Figura 19. Processadora automática de filmes

Figura 20. Impressora "dry"

As impressoras "dry" (secas) (Figura 20) produzem imagens de alta resolução em filmes de vários formatos baseado em imagens digitais adquiridas em radiologia digital, fluoroscopia computadorizada (DSA), tomografia computadorizada (CT), ressonância nuclear magnética (MRI), ultra-som (US) e medicina nuclear (NM). Estes dispositivos podem ser interfaceados na maioria dos equipamentos ou conectados na rede do hospital (PACS). O processo térmico de impressão é semelhante ao das impressoras a laser para computadores e dispensa o uso de químicos.

PACS: LAN/WAN - RIS/HIS

Os sistemas de arquivamento e distribuição de imagens (PACS - Picture Archiving and Communication Systems) são sistemas de bases de dados de imagem digitais e informação em redes de computadores otimizadas para as necessidades médicas (Figura 21). Sob este sistema, todos os equipamentos digitais do hospital, como radiologia digital, DAS, CT, MRI, US e NM são cabeados em uma rede local (LAN - local area network), interfaceando com grandes redes (WAN - wide area network), como a Internet.

A compatibilidade entre todos os sistemas é garantida pelo Protocolo de Comunicação em Medicina (DICOM - Digital Communication in Medicine), definido pela ACR/NEMA, que assegura a troca de dados entre dispositivos de imagem independentemente de fabricantes e marcas. Desta forma, todo o hardware, aplicações, servidores de bases e dados, rede e periféricos (compartilhamento de impressoras, estações de arquivamento, dispositivos de visualização, etc) se comunicam sem necessidade de padronização de interfaces.

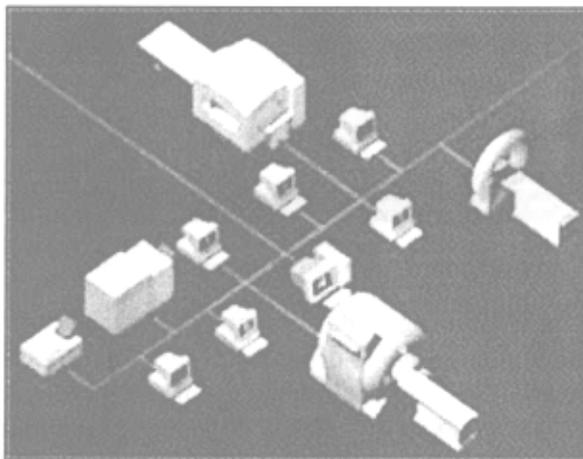



Figura 21. Conexão de equipamentos em LAN através do protocolo DICOM.

O sistema de informação radiológica (RIS - Radiological Information System) é uma aplicação que roda em uma camada mais alta deste sistema (ISO-OSI HL7 - health layer 7) com funções de: prontuário eletrônico com reconhecimeto de voz, estudo de casos, telemedicina, gerenciamento da base de dados de imagens, registro e rastreamento de pacientes, agendamento de exames, geração automática de relatórios de resultados, controle de qualidade, contabilidade, cobranças, controle de estoque, relatórios técnicos automáticos para pessoal de suporte e gerentes, por fax e correio eletrônico.

Por sua vez, o sistema de informação radiológica serve a aplicação do sistema de informação do hospital (HIS - Hospital Information System), que gerencia o complexo de saúde como um todo.

Scanner de filmes

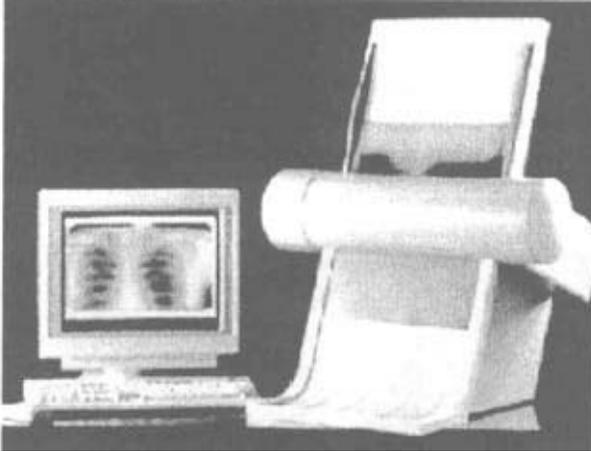



Figura 22. Sistema de digitalização de filmes

Os sistemas de digitalização de imagem são digitalizadores óticos de filmes com varredura de um feixe de laser (Figura 22). Desta forma, pode-se trabalhar com imagens digitais obtidas a partir de filmes. No entanto, é descrito na literatura que estes sistemas possuem baixa resolução espacial e baixa relação sinal por ruído.

CAD

Os sistemas de apoio à decisão médica são aplicações que auxiliam o médico no diagnóstico. Estes softwares utilizam tecnologias de reconhecimento de padrões para tomar decisões. São usados para diagnóstico por imagem nos mais diversos sistemas, como mamografia, TC, MRI, etc. Estes sistemas têm seu uso facilitado dentro de PACS, pois pode ser configurado para a realização do laudo eletrônico automaticamente, e ao receber o exame pela rede, o especialista fornece o seu laudo no prontuário eletrônico tendo as informações do sistema.

Novos parâmetros da qualidade de imagem radiológica

Devido a recentes inovações dos sistemas de radiologia digital, novos parâmetros de qualidade estão sendo propostos. Recentes estudos indi-

cam que a resolução espacial não é o parâmetro mais robusto para definir a informação clínica. A função de transferência de modulação (MTF) é sugerida como indicador da resolução. A densidade espectral de ruído (NPS) é o melhor parâmetro indicador do ruído da imagem. Baseado na relação da MTF e na NPS é calculada a relação sinal por ruído (SNR), expressa quadraticamente pelo ruído quântico equivalente (NEQ).

Contudo, o parâmetro mais robusto para a qualidade da imagem é apontado como uma normalização da relação sinal por ruído pela dose de radiação, denominado eficiência na detecção de quanta (DQE). Quanto maior este parâmetro (entre 0 e 1) maior a relação sinal por ruído da imagem para uma menor dose.

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO

Proteção radiológica

Diversos materiais são empregados no revestimento de salas, portas e associados com vidro para promover a absorção de radiação. A proteção necessária para cada fonte de radiação depende da energia da radiação, a duração de utilização e a distância que se encontra de área circundantes. Um profissional especialmente qualificado e credenciado (supervisor de proteção radiológica) é indicado para o dimensionamento da blindagem. Maiores informações são obtidas nas diretrizes da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN):

- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção";
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção"
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas"

Espaço físico

Segundo as normas para projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde do Ministério da Saúde, reservam-se os seguintes recursos físicos para a implantação de uma unidade de radiologia (Tabela 02):

Tabela 02 - Espaço físico necessário para a implantação de uma unidade de radiologia.

Finalidade	*Área*
Sala de preparo de pacientes (vestiário)	*6,0 m^2*
Sala de serviços	*8,0 m^2*
A - Sala de exames (com comando)	*Geral – 25,0 m^2 (lado min. 4,0 m)* *Odontológico – 6,0 m^2*
B - Sala de exames (telecomandado)	*22,0 m^2 (lado min. 3,8 m)*
B – Sala de comando	*6,0 m^2*
Sala de interpretação e laudos	*6,0 m^2*
Sala de preparo de contraste (*)	*2,5 m^2*
Sala de indução e recuperação anestésica (*)	*Min de 2 leitos com 8,5 m^2 por leito* *mais de 2 leitos 6,5 m^2 por leito*

(*) - A depender do tipo de exames realizados.

Instalações elétricas

Na sala de exames radiográficos, as paredes e portas são revestidas internamente com folhas de chumbo ou o seu reboco é feito com barita, material bastante parecido com a argamassa. O projeto da blindagem é especificado, caso a caso, pelo supervisor de proteção radiológica.

Entretanto, as instalações elétricas das salas devem ficar internamente ao revestimento de chumbo ou barita, tomando-se o cuidado na fixação das tubulações e caixas, sempre protegendo as cabeças de pregos e parafusos com chumbo, de forma a evitar vazamentos de radiação.

Em uma sala de radiologia convencional são previstas duas tomadas em cada parede, com potência de 400 VA, a 1,20 m do chão, sendo pelo menos duas com tensão de 220 V. Os condutores elétricos são dimensionados segundo a norma NBR5410, seguindo a padronização do hospital de 3 pinos, com um bom aterramento. Os circuitos elétricos das tomadas devem ser bem definidos de forma a alimentar no máximo 2 salas.

Equipamentos de raios-X fixos de grande porte operam em sistemas trifásicos de 380/220 V, necessitando de redes de alimentação específicas

e individuais. Estes equipamentos devem possuir um transformador independente da instalação elétrica, não devendo este transformador alimentar áreas de tratamento intensivo e centros cirúrgicos, sob a pena de grande interferência em equipamentos menores, tais como monitores cardíacos. A alimentação deve ser dimensionada para a máxima potência do equipamento (pico), fornecida pelo fabricante (usualmente em torno de 150 kVA).

A área de radiologia deve possuir um painel de energia exclusivo para equipamentos de raios-X, com alimentação geral de 5 fios (3 fases + neutro + terra), vindo diretamente da subestação, tendo a tensão de trabalho devidamente identificada na porta do painel (380/220 V). Dentro do painel, cada disjuntor deve indicar claramente a sala e o equipamento. Toda a proteção elétrica deve ser dimensionada segundo a norma NBR 5410, tendo por base a potência do equipamento, fornecida pelo fabricante.

Segundo a norma NBR5413, o índice de iluminação recomendado para salas de radiodiagnóstico é de 200 lux. A distribuição das luminárias não deve ser projetada antes de saber-se exatamente onde os equipamentos serão instalados, pois os mesmos podem possuir trilhos de sustentação presos no chão e teto.

Demais equipamentos por ambiente

Segundo as normas de Dimensionamento de Equipamentos Médico-assistenciais do Ministério da Saúde, é recomendada a seguinte estrutura por ambiente:

Sala de exames radiográficos

- Aparelho de raios-X:
- Mesa radiográfica; planígrafo; buck mural;
- Recursos complementares:
  - Escada de 2 degraus; mesa instrumental; negatoscópio; 2 cadeiras; biombo plumbífero (protetor portátil de Raios-X); avental plumbífero; 2 luvas plumbíferas; armazém de filmes de raios-X; suporte de hamper; biombo;

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Segundo a norma NBR 6977: "Proteção radiológica – regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", os projetos de proteção contra a radiação devem ser dimensionados de forma que pessoas profissionalmente expostas, não recebam exposição média superior a 5 R por ano, não passando do limite de 3 R em quaisquer 13 semanas consecutivas. A exposição nas mãos, pés e calcanhares isoladamente é permitida até 75 R por ano, não passando do limite de 40 R em quaisquer 13 semanas consecutivas.
- Segundo a norma NBR 6977, as pessoas não-profissionalmente expostas, não devem receber exposição média superior a 0,5 R por ano, o limite para adultos que ocasionalmente penetram na área controlada é de 1,5 R por ano.
- Gestantes não devem realizar exames radiográficos até o terceiro mês de gestação;
- O uso cuidadoso do tubo de Raios-X resulta em prolongado tempo de serviço. O mau trato encurta sua vida substancialmente e pode provocar uma falha repentina. A vida do tubo é prolongada quando valores apropriados de kV, mA e tempos de exposição próprios de cada exame são selecionados pelos técnicos de Radiologia;
- Em sistemas radiográficos móveis, o profissional de saúde e os pacientes próximos podem receber doses desnecessárias de radiação, pois estes sistemas não contam com a proteção dos sistemas fixos. Adicionalmente, os geradores de raios-X por descarga de capacitores podem manter cargas (e o feixe de exposição) depois do tempo de exposição programado. Assim, estes sistemas podem causar risco de choque elétrico a técnicos de radiação que desconectem os cabos de alta tensão enquanto existirem cargas residuais.
- Em sistemas fluoroscópicos, a grande mobilidade dos braços em "C" favorece o risco de colisão entre partes móveis, ainda mais considerando que são equipamentos grandes instalados normalmente em pequenas áreas. Alguns modelos incorporam mecanismos de anticolisão, mas são recomendados cuidados aos operadores.
- Também é relatado o risco de choque elétrico em sistemas fluoroscópicos devido ao fato da passagem de corrente elétrica no

coração do paciente através do cateter de baixa resistência, induzindo fibrilação ventricular. No entanto, estes acidentes são minimizados pelo uso de transformadores. Uma unidade de cardioversão deve ficar disponível na sala de cateterismo;

- A dose máxima em sistemas de angiografia de alta intensidade atinge de 21 a 93R/min. Por comparação, a dose de um exame típico de tomografia computadorizada é de 4 R/min e um exame mamográfico 0,4 R/min. A colimação do feixe, filtração e fluoroscopia pulsada devem ser utilizadas para reduzir a dose ao paciente. Os operadores devem monitorar o nível de radiação durante os procedimentos e utilizar aventais de chumbo, colares tireoidianos e dosímetros;
- Sistemas radiográficos digitais devem ser avaliados quanto aos requerimentos do DICOM 3.0 e a possibilidade de conexão com o sistema de arquivamento e distribuição de imagens (PACS), o sistema de informação radiológica (RIS) e o sistema de informação do hospital (HIS).

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

A grande maioria das falhas de equipamentos de radiografia está relacionada com suas partes mecânicas. Costumam ocorrer falhas mecânicas no colimador e na grade de absorção. Dentre outros aspectos de manutenção, têm-se:

- Nas grades de absorção em que movimento vibratório é gerado por bobinas, relata-se que estas costumam queimar. Também são comuns falhas de mau-contato nos relês envolvidos com este sistema;
- No caso de dispositivos de posicionamento automático (a movimentação do tubo segue a movimentação do cassete do filme), deve-se testar a coincidência do feixe na CFOV (central field of view), representada pela região central de 70% da área útil.
- Em alguns sistemas a centralização é realizada manualmente, utilizando como referência um feixe de luz visível. É referido o desalinhamento deste feixe de luz na CFOV. A mesma lâmpada também costuma queimar.
- Os servomecanismos mecânicos utilizados para posicionamento das estruturas de teto ou de chão podem falhar. Pode haver desgaste

dos cabos de alta-tensão. As alavancas do painel de controle podem travar. Deve-se realizar inspeção da segurança mecânica da montagem. Devem ser checados o suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação. Checar os rodízios (no caso de unidades móveis);

- Partes mecânicas móveis devem ser lubrificadas;
- Procedimentos de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico baseados em filmes devem realizar testes de contato entre o filme e tela intensificadora e da qualidade dos químicos utilizados. Os químicos devem ser verificados quanto à contaminação e em seu correto preparo. Deve-se checar a centralização do feixe e a operação do AEC.
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser identificados com uma numeração radiopaca, de forma a que possam ser visualizados nos filmes;
- Todos os cassetes e telas intensificadoras devem ser controlados quanto a seus tipos, datas de aquisição e fabricante.
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser limpos e a acumulação de pó deve ser controlada através de escovas antiestáticas.
- Medidas mensais devem ser realizadas para avaliar a tensão de pico do tubo (utilizando um medidor de kVp), o timer de raios-X (utilizando um outro timer de raios-X), a abertura focal efetiva e a precisão do foto-temporizador do dispositivo AEC;
- O foto-temporizador do dispositivo AEC (usualmente câmaras de ionização) pode falhar devido a mau contato elétrico, que devem ser checados periodicamente;
- É recomendada a limpeza diária da processadora de filmes (roletes e sistema de transporte), assim como o controle de qualidade (contaminação, proporção da mistura - mix) dos químicos;
- Químicos devem ser utilizados logo após o preparo, sob pena de perda na qualidade da imagem;
- Filmes deformados, irregularidades na espessura do filme e no seu alinhamento, altas temperaturas e umidade podem danificar os dispositivos de transporte do filme.
- Testes de sensitometria devem ser realizados de forma a detectar problemas na processadora de filmes;

- A ventilação apropriada das processadoras de filme é necessária para dissipar o calor excessivo e vapores dos químicos que podem causar doenças respiratórias agudas e crônicas em pessoal técnico;
- Problemas mecânicos e elétricos são associados às mesas de exames radiográficos. Estes dispositivos costumam sair das especificações técnicas devendo ser avaliados e ajustados;
- São freqüentes as falhas nos dispositivos de chaves eletromagnéticas;
- Existem várias causas responsáveis pelas falhas do tubo e todas estão relacionadas com as características térmicas do mesmo. Quando a temperatura do anodo é excessiva durante uma simples exposição, a superfície de interação (alvo) se funde e ocorrem pequenas perfurações no anodo, resultando na variação e redução do fluxo de radiação. Se a fusão da superfície estiver em alto grau, o tungstênio pode ser vaporizado e depositado no interior do tubo de vidro, causando uma filtração adicional do feixe de Raios-X ou interferindo na passagem dos elétrons do catodo para o anodo. Caso a temperatura do anodo aumente muito rapidamente, a rotação torna-se instável e o tubo é inutilizado. Este tipo de falha é particularmente importante, num sistema trifásico. Técnicas radiográficas máximas nunca devem ser usadas quando o anodo estiver frio. Se estas condições forem necessárias para um determinado tipo de exame, o anodo deve antes ser aquecido com exposições de baixos valores.
- O segundo tipo de falha resulta da utilização do anodo a temperaturas elevadas durante prolongados períodos de tempo. Durante exposições que duram de 2 a 3 segundos a temperatura do anodo pode ser suficiente para torná-lo incandescente. No intervalo entre as exposições, o calor é dissipado através do óleo no qual o tubo está imerso. Entretanto, uma quantidade de calor é conduzida através do braço de molibidênio, que forma o conjunto do rotor e isto pode causar um subseqüente aquecimento dos suportes do rotor. Um excesso de calor aumenta a fricção rotacional causando também um desequilíbrio do conjunto rotor-anodo, constituindo-se num dos defeitos mais freqüentes.
- Na fluoroscopia, a capacidade térmica do sistema do anodo e da blindagem do tubo limita sua operação mesmo considerando-se que

a corrente do tubo é geralmente menor que 5 mA. Sob estas condições, a faixa de dissipação de calor do alvo giratório tende a equilibrar-se com a faixa de calor gerado, raramente suficiente para causar danos superficiais ao alvo. O tubo pode falhar, todavia, devido ao calor continuamente liberado através do conjunto do rotor, banho de óleo e da blindagem do tubo. Os suportes do rotor podem falhar, o tubo de vidro pode quebrar e a calota do tubo ficar danificada.

- O último tipo de problema que pode causar o dano do tubo é relacionado ao filamento. Devido a sua alta temperatura, os átomos do tungstênio são lentamente vaporizados e se depositam no interior do protetor de vidro. Com o calor excessivo do filamento, devido à operação com alto mA em uso prolongado, a quantidade de tungstênio vaporizada aumenta. O filamento se torna mais frágil e casualmente se rompe, exatamente como numa lâmpada comum.
- Telas intensificadores gradualmente se deterioram por danos induzidos pela radiação, causando redução na qualidade da imagem, gerando artefatos e aumentando a dose de radiação requerida ao paciente. No caso específico de angiografia, a tela intensificadora deve ser trocada em 5 anos, no entanto, esta mesma tela pode ser utilizada em sistemas de fluoroscopia geral, onde os requisitos são mais brandos;
- Mesmo nos circuitos eletrônicos, é importante verificar a limpeza das placas de circuito impresso, pois a presença de circuitos de alta-tensão pode resultar em acúmulo de poeira e poluição condutiva.
- Observar marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- No caso de sistemas radiográficos digitais, o papel térmico das Dry Printers deve ser protegido do calor, luz e químicos;
- Em sistemas radiográficos digitais baseados em placas de armazenamento de fósforo, as placas de PSPL, que são reutilizáveis e caras para reposição, podem ser danificadas pelo manuseio descuidado. As placas devem ser mantidas limpas e manuseadas com cuidado para prevenir arranhões. Os sistemas radiográficos digitais apresentam o dobro da escala dinâmica dos filmes convencionais, maior relação sinal por ruído (SNR), maior eficiência na detecção de quanta (DQE), podendo reduzir a dose de radiação ao paciente em

até 90%, dispensam o processamento de filmes e a utilização de químicos. Como único cuidado, as leitoras de placas devem ser mantidas limpas de poeira, que pode comprometer a qualidade da imagem.

- Os sistemas de digitalização de filmes (scanner ópticos) costumam ser muito sensíveis à temperatura, umidade e variações de tensão da rede. Além disso, estes sistemas apresentam estreita faixa de sensibilidade à luz e baixa resolução espacial (devido ao espalhamento do laser de varredura), fornecendo imagens degradadas com baixas relações sinal por ruído.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder com testes de constância, observando itens quantitativos, testes de sensitometria, dosimetria e medição da qualidade do feixe pela camada semi-redutora.

Cuidados especiais

As altas-tensões presentes nos equipamentos de raios-X são extremamente perigosas e potencialmente letais.

- Nunca realize sozinho testes com estes equipamentos, tenha sempre alguém ao lado.
- Nunca toque nos circuitos do gerador de alta tensão, a menos que esteja seguro que o equipamento está desligado.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos de constância, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários (Figura 23). Os critérios para sua aquisição devem considerar o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Os principais instrumentos são:

- Timer de Raio-X (Ex.: Gammex RMI 231A; Nuclear Associates 07-453 Digital X-Ray Pulse Counter/Timer);
- Dosímetros (Ex.: Gammex RMI 242; Nuclear Associates 06-526-5290 Rad Check Mammo; RADCAL 3036 Dosimeter/Ratemeter/Timer; UNFORS Mult-O Meter 300 Series; Victoreen 4000+; Inovision TRIAD Model 10500 AM);

- Medidores de KVp e mA (Ex.: Gammex RMI 242; Nuclear Associates 07-492 Digital kVp Meters; UNFORDS Test-O-Meter 9001 RAD/FLU; UNFORDS Test-O-Meter 9002 DENT);
- Sensitômetros;
- Phantoms específicos para radiografia (Ex: Nuclear Associates 07-637 Fluroscopic Quality Control; Nuclear Associates 76-700 Digital Subtratiocn Angiography).

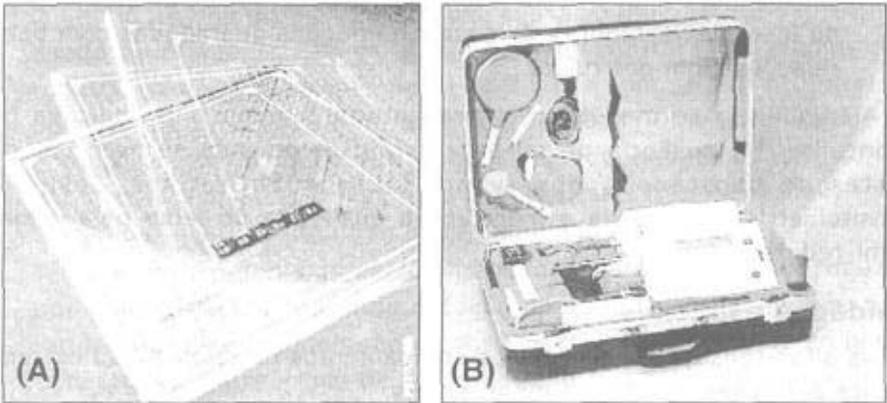



Figura 23. (A) Phantom para radiologia e (B) Medidor multiparamétrico (dosímetro, medidor de KVp, medidor de mAs, etc)

(*) - Os phantoms também podem ser confeccionados segundo os padrões definidos em norma.

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados periodicamente por pessoal capacitado (geralmente Físicos Médicos), de forma a detectar degradações do sistema que possam indicar falhas. Apesar da programação prévia, os testes devem ser repetidos:

- Sempre que houver suspeita de mau funcionamento;
- Imediatamente após o equipamento passar por uma manutenção;
- Sempre que um teste de constância indicar desvios de normalidade, de forma a confirmar o resultado.

Os testes específicos devem tomar procedência segundo as indicações do fabricante, e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes:

- Colimação: É verificada a incidência no feixe dentro da CFOV (central field of view) do campo;
- AEC: Um phantom de atenuação uniforme é exposto. Depois se verifica a densidade óptica média do filme;
- Detectabilidade de baixo contraste: São observadas estruturas circulares de diferentes contrastes em um phantom de análise de contraste.
- Curva sensitométrica: Verificação das densidades ópticas do filme em função da dose de radiação (realizado através do sensitômetro).
- Curva dosimétrica: Verificação das doses de radiação fornecidas em função do KVp, mA e tempo de exposição;
- Resolução: É calculada a resolução através de um phantom de pares-de-linha nas direções paralela e perpendicular ao tubo. A resolução deve ser medida com a grade de absorção ativada e é dada pelo menor par-de-linha indistinguível visualmente.
- Qualidade do feixe: Expresso em termos da camada semi-redutora. A camada semi-redutora é a espessura de um material absorvente (alumínio ou cobre) capaz de reduzir a dose de radiação à metade. Muitos medidores multiparamétricos realizam esta medida;
- Distorção linear: Medida horizontal e vertical do desvio máximo de um padrão de grade de absorção;
- Avaliação do gerador de raios-X: Medição do kVp, mA e temporização nominais através dos respectivos medidores de kV, mA e timer de raios-X;

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de radiografia estão cobertos pelas normas da International Electrotechnical Commission (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT(NBR). São elas:

Radiografia Geral de Diagnóstico:

- NBR-IEC 60336: "Montagem de tubos de raios-X para diagnóstico: característica do ponto focal", 1993;
- NBR-IEC 60601-1-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1-1: Prescrições gerais para segurança", 1997;

- NBR-IEC 60601-1-2: "Equipamento eletromédico. Parte 1-2: Compatibilidade eletromagnética - Requisitos e testes", 1993;
- NBR-IEC 60601-1-3: "Equipamento eletromédico. Parte 1: Requisitos gerais para proteção radiológica em equipamentos radiológicos de diagnóstico", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-7: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança de geradores de alta tensão para geradores de raios-X de diagnóstico", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-15: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança de geradores de raios-X por descarga de capacitores", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-28: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança para montagem de geradores de raios-X e montagem de tubos de raios-X para diagnóstico", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-32: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança para equipamentos associados com equipamentos de raios-X", 1994;
- NBR-IEC 61223-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 1: Aspectos Gerais", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-2: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-2: Testes de aceitação - Cassetes radiográficos e transportadores de filmes - Contato da tela intensificadora e filme e montagem do cassete e tela intensificadora", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-5: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-5: Testes de aceitação - Dispositivos de visualização de imagens", 1993;

Proteção Radiológica:

- NBR 6977: "Proteção radiológica - regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", 1981;
- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas", 1988;

Outras normas relacionadas a equipamentos radiográficos:

- NBR-IEC 61223-2-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-1: Testes de aceitação - Processadora automática de filmes", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-3: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-3: Testes de aceitação - Condições de iluminação em câmaras escuras", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-6: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-6: Testes de aceitação - performance de equipamentos de raios-X para tomografia computadorizada", 1994;
- NBR-IEC 61223-2-7: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-7: Testes de aceitação - Performance de equipamentos de raios-X para radiografia odontológica", 1994;
- NBR-IEC 61223-2-8: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-8: Testes de aceitação - Escudos, barreiras e dispositivos de proteção contra radiação", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-9: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-9: Testes de aceitação - Performance de equipamentos para radiologia indireta", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-10: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-10: Testes de aceitação - Performance de equipamentos de raios-X para mamografia", 1996;
- NBR-IEC 61223-2-11: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-11: Testes de aceitação - Performance de equipamentos para geral radiologia direta", 1993;

BIBLIOGRAFIA

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/ Fluoroscopy Units, Angiographyc, Cardiac Catheterization; Special Procedure.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/ Fluoroscopy Units, Mobile.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiography Units, Chest.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiography Units, Mobile.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiography Units, Dental; Radiography Systems, Digital, Dental.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/ Tomography Table Systems.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Film Digitizer.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Digital Angiography Systems.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Quality Control Devices, X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Phantoms.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-Ray Film Processors, Automatic.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Systems, Film, Digital.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Printers, Dry Imaging.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Scanning Systems, Mammography; Stereotactic Systems, Biopsy, Mammography.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI: Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Units, Computed Tomography, Full-Body.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR 6977:** Proteção radiológica – regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos. ABNT, 1981;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR-IEC 60601-1:** Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1998;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR-IEC 60601-2-2:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência. ABNT, 1998;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR-IEC 60223-3-2:** Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 3-2: Testes de aceitação – performance de equipamentos de raios-X para mamografia. ABNT, 1996;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde.** Imprensa Nacional, 1994;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais.** Imprensa Nacional, 1995;

WEBB, S. **The physics of medicai imaging.** Bristol, UK: Institute of Physics Publishing, 1995;

SANTANA. **Instalações Elétricas Hospitalares.** Porto Alegre: EDIPUCRS, 1999;

ALBUQUERQUE, J. A. G. **Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica.** Campinas, 2001, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

As unidades radiográficas para mamografia, ou mamógrafos, fornecem informações sobre morfologia, anatomia e patologias gerais da mama por meio de imagens radiográficas (mamograma). A mamografia é principalmente utilizada na detecção e diagnóstico do câncer de mamas, como também para avaliar massas, palpáveis ou não-palpáveis, de lesões no seio.

O câncer de mama é a principal causa de morte relacionada a câncer entre mulheres. Aproximadamente 90% das lesões de mama, benignas e malignas, são descobertas pelo apalpamento do seio. No entanto, uma massa maligna (câncer), localizada e indolor, pode já ter se espalhado para os nódulos linfáticos ao ser detectada por apalpamento. Portanto, a detecção precoce do câncer de mama é um fator crítico para o seu tratamento com sucesso. A examinação radiológica é atualmente a técnica mais precisa para a detecção de câncer em indivíduos assintomáticos, aumentando suas chances de sobrevivência.

HISTÓRICO

1813: Salomon pesquisou a possibilidade de utilização dos raios-X convencional para diagnosticar anormalidades de mama (primeira mamografia);

1927: A mamografia é utilizada em prática clínica. Devido às dificuldades técnicas, os exames de mamas por raios-X têm pouca repercussão, sendo praticamente abandonado;

Década de 50: Gershon-Cohen & Egan demonstram que mesmo o câncer de mama clinicamente oculto pode ser detectado com precisão pela mamografia, através da exposição direta do filme, induzindo ao conceito da detecção precoce pelo exame de mulheres assintomáticas;

1966: Desenvolveu-se o primeiro mamógrafo dedicado. Até este momento, as imagens mamográficas eram produzidas utilizando uma unidade de raios-X convencional. Incorporando espectro de raios-X mais específico (filtros de moblidênio) e telas intensificadores de alta resolução, este sistema pode gerar imagens de melhor qualidade.

Década de 70: Desenvolveu-se o sistema de controle automático de exposição (AEC – *automatic exposure control);*

Década de 80: Comercializado primeiro sistema motorizado de compressão da mama. Foram incluídas grades de absorção, telas

intensificadoras, combinações de anodos e filtros específicos para mamografia.

1999: Regulação da qualidade dos equipamentos mamográficos pelo FDA através do MQSA *(Mammography Quality Standards Act).* Todos os sistemas comerciais devem atender os requerimentos e fiscalizações do MQSA para operar no EUA;

2000: Aprovação pelo FDA do primeiro sistema mamográfico de campo aberto, totalmente digital.

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Visão Geral

Na mamografia de rotina *(screening),* cada mama é comprimida *e* radiografada em duas posições: com a mama na horizontal e inclinada de forma obliqua. A compressão uniforme da mama é importante para garantir o contraste da imagem (Figura 01).

Na mamografia de diagnóstico são realizadas exposições adicionais às realizadas na mamografia de rotina (em doses mais altas). Assim, a mamografia de diagnóstico é normalmente mais demorada, cara e fornece maior dose de radiação ao paciente que a mamografia de rotina.

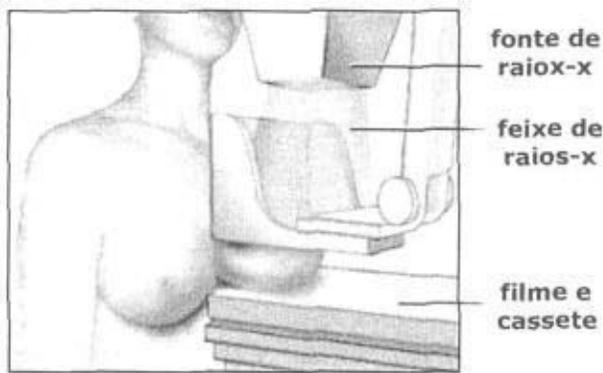



Figura 01. Compreensão da mama em exame de mamografia

O objetivo da mamografia de diagnóstico é definir o tamanho exato e localização de anormalidade da mama e realizar imagens do tecido circunvizinho e nodos linfáticos. Em muitos casos, a mamografia de diagnóstico revela que anormalidade detectadas na mamografia de rotina são benignas (não-cancerosas). Quando isto acontece, o radiologista pode recomendar o retorno da paciente em uma data futura (usualmente seis meses) para um novo mamograma de acompanhamento.

Porém, se uma anormalidade suspeita é detectada pela mamografia de diagnóstico, exames adicionais (como ultra-som) ou uma biópsia podem ser requisitados. A biópsia é o único modo definitivo para determinar se uma mulher tem câncer de mama.

Dentre as anormalidades detectadas pela mamografia, as principais são as calcificações e as massas. Calcificações são depósitos minerais dentro do tecido da mama que aparecem como pequenas regiões brancas nos mamogramas. Há dois tipos de calcificações: microcalcificações e macrocalcificações

Uma massa, são células agrupadas mais densamente que o tecido circunvizinho. Um cisto (uma bolsa não-cancerosa de fluido) também pode aparecer como uma massa em mamografia (Figura 02). A forma e o contorno da massa indicam ao radiologista a possibilidade de câncer. Exames com ultra-som são recomendados para diferenciar entre uma massa sólida e um cisto.

As microcalcificações são minúsculas partículas (200 mm) de cálcio na mama. Um agrupamento de microcalcificações pode indicar um câncer prematuro. A forma e o arranjo do agrupamento de microcalcificações, indica, ao radiologista a probabilidade de câncer. Aproximadamente a metade dos cânceres descobertos com mamografia é localizada por agrupamentos de microcalcificações. As microcalcificações são o sinal mais comum de carcinoma ductal "in situ" (um câncer prematuro limitado aos dutos dos tecidos glandulares da mama). Quase 90% de casos de carcinoma ductal são associados com microcalcificações (Figura 03).

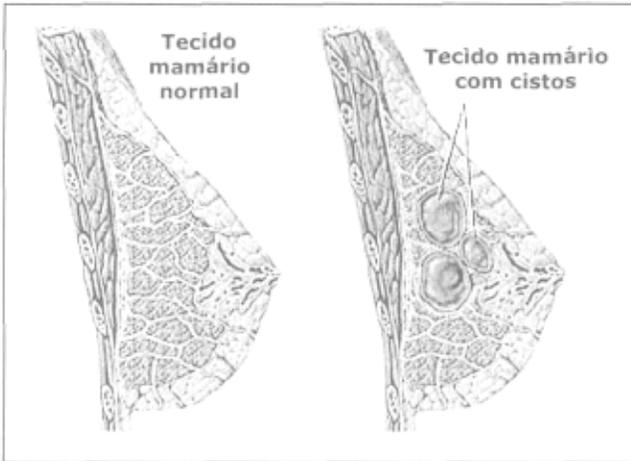



Figura 02 - Representação das seções sagitais da mama (com e sem cistos)

Macrocalcificações são grandes depósitos de cálcio que freqüentemente são associados com cistos fibrosos benignos ou mudanças degenerativas nas mamas, como o envelhecimento das artérias mamárias ou inflamação. Depósitos de macrocalcificações normalmente não requerem biópsia.

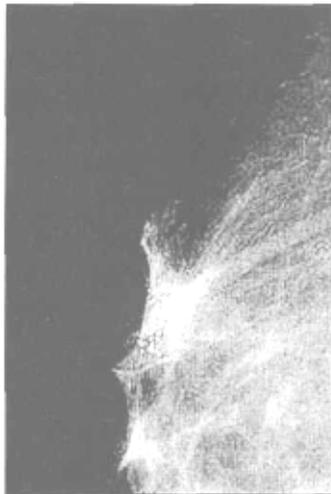



Figura 03 - Mamograma com a presença de microcalcificações (pontos brancos).

As mamas de mulheres jovens são mais densas que as de mulheres mais velhas, pois possuem grande massa de tecido glandular das mamas. Mamas densas dificultam a distinção das microcalcificações e outras massas pela mamografia. Depois da menopausa, o tecido glandular das mamas é substituído com gordura, facilitando o diagnóstico de anormalidades com mamografia. Desta forma, a maioria dos médicos não recomenda a mamografia de rotina em mulheres com menos de 40 anos.

Os sistemas de mamografia diferem das unidades de raios-X convencionais. A diferenciação procura satisfazer os requisitos necessários à imagem da mama, dentre os quais:

- Uso de radiação de baixa energia, de forma a realizar distinção entre os tecidos "moles" normais e patológicos;
- Geração de imagens de alta resolução, de forma a possibilitar a detecção das microcalcificações (200 mm);
- Garantia de baixas doses de radiação ao paciente, pois a mama apresenta tecidos glandulares (potencialmente carcinogênicos). A literatura afirma que a redução de mortalidade resultante do diagnóstico precoce é de 25 vezes, mesmo considerando o risco adicional decorrente de seguidas doses de radiação com mamografias de rotina ao longo do tempo;

Diagrama de Blocos

A mamografia é uma especialização dos sistemas radiográficos para diagnóstico. Portanto, uma abordagem simplificada permite a identificação dos mesmos componentes fundamentais (Figura 04) (ver apostila de unidades radiográficas):

- Gerador de raios-X (fonte de alta tensão);
- Tubo de raios-X;
- Sistema de detecção.

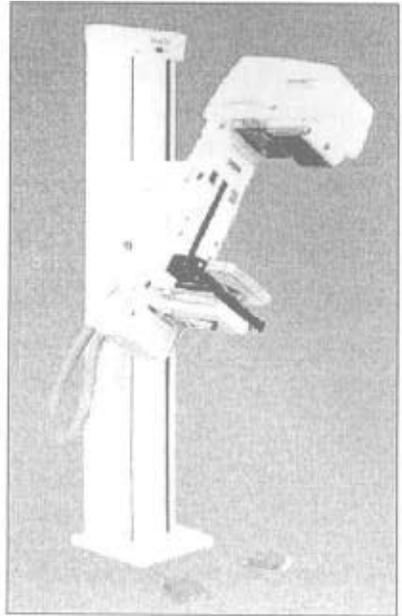
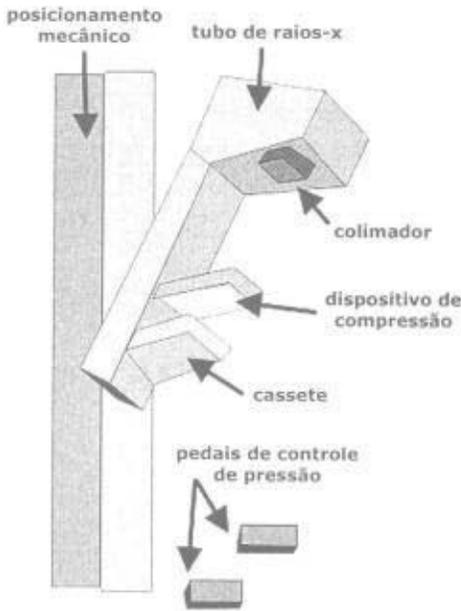



Figura 04 - Diagrama básico de uma unidade de mamografia e sua fotografia.

O tubo de raios-X é o elemento relacionado à geração da radiação X, e está associado a sistemas de bombeamento de óleo para resfriamento, sistemas de abertura de fendas e colimação, filtros e dispositivos de posicionamento mecânico do tubo (suporte). O gerador de raios-X engloba a fonte de alta tensão que alimenta o tubo, assim como todos os painéis de controle de seleção de kV, mA e tempo de exposição.

Por último, temos o mecanismo de detecção e armazenamento da imagem obtida, juntamente com os mecanismos encarregados de melhorar a qualidade da mesma, por intensificação ou diminuição de arte-fatos. Dentre os sistemas de detecção disponíveis, tem-se os filmes radiográficos de alta resolução e matrizes amorfas *(flat pannel detector)* de selênio (Se) e silício (Si).

Desta forma, pode-se descrever o seguinte diagrama de blocos (Figura 05) para os sistemas de imagem mamográfica:

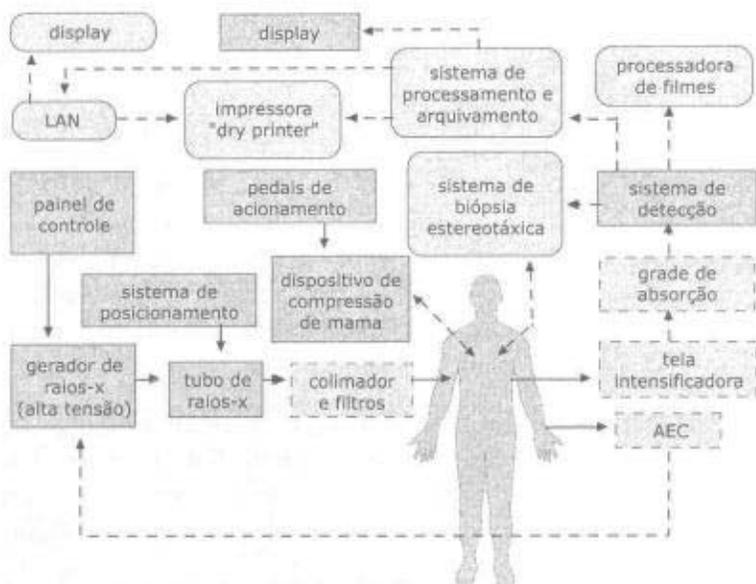



Figura 05 - Diagrama de blocos geral para sistemas de mamografia

- Os blocos ☐ são os componentes essenciais, e estão presentes em todos os sistemas independente da finalidade específica ou do fabricante;
- O circuito ⬭ é encontrado em alguns sistemas, sendo responsável pelo controle automático de exposição (AEC – *Automatic exposure control*). Estes dispositivos inibem a geração de raios-X quando um sensor de radiação detecta a exposição adequada para a sensibilização do detector de radiação.
- Os blocos ⬚ são extensões do sistema de imagem, variando com sua finalidade, tecnologia de detecção e de fabricante;

As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas mesmas razões;

Além das especializações dos componentes básicos, existem componentes específicos das unidades mamográficas:

- Dispositivo de compressão de mama;

- Sistema de biópsia estereotática;

Segue uma discussão sobre os principais componentes deste diagrama.

Tubo de raios-X

A função principal do tubo (ampola) de raios-X é a geração dos raios-X (ver texto - unidades radiográficas). O tubo de raios-X geralmente não é visível externamente, pois está contido em uma calota protetora de chumbo (cabeçote) com apenas uma janela por onde pode ser emitida a radiação. Desta forma, o tubo de Raios-X geralmente não é visível externamente e fica inacessível ao operador.

A capacidade térmica do anodo expressa a quantidade de calor que pode ser absorvida pelo anodo sem que ocorra dano ao tubo. Em aplicações de radiologia, a energia térmica é expressa em UC (unidades de calor), onde 1 UC = 1 KVp x1 mA x1 s (ver texto - unidades radiográficas).

Uma capacidade térmica de 300.000 UC é recomendada para aplicações de mamografia. São empregados anodos rotativos, de forma a aumentar a capacidade térmica do sistema.

Associações de alvos e filtros

A mamografia é basicamente um exame dedicado à realização de imagens de tecidos moles em alta resolução. A necessidade de obtenção de contraste nos tecidos moles da mama requer um feixe de raios-X com características muito definidas. O feixe deve ser extremamente colimado (abertura focal de 1 a 3 mm) e de baixa energia (menor que 25 keV). O material do alvo altera a radiação característica, enquanto filtros metálicos controlam a energia do feixe.

Por esta razão, alvos e filtros de molibdênio (Mo) são utilizados. Este material produz radiação característica principalmente nas faixas de 17,90 keV e 19,56 kev. A radiação característica do alvo de molibdênio fornece alto contaste na espessura média da mama.

Quando um filtro de molibdênio de 0,03 mm é utilizado, o espectro dos raios-X é suprimido para energias acima de 20 keV, devido à borda de absorção de energia da boda da camada K deste elemento.

Ao mesmo tempo, o filtro de molibdênio também absorve grande parte da energia abaixo da característica de camada K, que de outra forma, seria absorvido pela mama. Conseqüentemente, obtém-se um feixe altamente específico.

Em conclusão, a filtração com molibdênio de um feixe de raios-X gerado em um alvo de molibdênio suprime a radiação de alta energia (que reduziria o contraste) e a radiação de baixa energia (evitando a ionização desnecessária de tecido).

Em mamas espessas ou densas, a absorção de baixas energias é muito intensa, de forma que resultados melhores são obtidos com filtros de alumínio (Al) ou ródio (Rh), obtendo melhor contraste sem aumentar o kVp.

Atualmente, diversas combinações de alvos e filtros são disponíveis para fins específicos, dependendo da espessura e densidade da mama depois da compressão:

- Molibdênio (Mo) / Molibdênio (Mo): A combinação de alvos de molibdênio (Mo) e filtros de molibdênio (Mo) é tipicamente utilizada para imagem de mamas menos densas com espessura de compressão de 2,5 a 4,5 cm.
- Tungstênio (W) / Molibdênio (Mo): A qualidade da imagem com a combinação de alvos de tungstênio (W) e filtros de molibdênio (Mo) é equivalente à gerada com Mo/Mo. No entanto, a dose de radiação é ligeiramente inferior com W/Mo.
- Tungstênio (W) / Ródio (Rh): A combinação de alvos de tungstênio (W) e filtros de ródio (Rh) é utilizada em mamas menos espessas, porem mais densas, oferecendo menor dose de radiação.
- Molibdênio (Mo) / Ródio (Rh): A combinação de alvos de molibdênio (Mo) e filtros de Ródio (Rh) é tipicamente utilizada para imagem de mamas mais densas ou mais granulosas, com espessura de compressão de 4,5 a 6,0 cm.

Abertura focal

A abertura focal é a área do anodo onde ocorre a emissão de raios-X (região bombardeada pelo feixe de elétrons - ver texto - unidades radiográficas). O tamanho da abertura focal influencia a resolução da

imagem. Melhores resoluções são obtidas com pequenas aberturas focais. A abertura focal de sistemas mamográficos deve estar compreendida entre 0,1 e 0,3 mm.

Posicionamento mecânico

A qualidade da imagem registrada é influenciada por três variáveis geométricas: abertura focal, distância foco-filme (SID - *source-to-image distance*) e a distância filme-objeto (OID - object-to-image distance).

No entanto, o aumento de distância foco-filme aumenta a resolução, mas reduz a dose, requerendo uma maior corrente no tubo. Sistemas comercialmente disponíveis possuem SID de 30 cm a mais de 80 cm. Um SID de um mínimo de 60 cm é necessário para a identificação das menores microcalcificações;

A distância foco-objeto é utilizada para produzir ampliação da imagem resultante. Aumentando a OID temos a ampliação da imagem, tornando mais fácil a caracterização de microcalcificações, massas anormais e outras patologias. No entanto, o aumento da distância foco-objeto reduz a resolução, exigindo abertura focais muito estreitas.

Gerador de raios-X

O gerador de raios-X provê a tensão necessária à alimentação do tubo de raios-X com baixo *ripple*, de forma a garantir a qualidade do feixe (ver apostila de unidades radiográficas).

Os geradores de raios-X para mamografia necessitam de baixo *ripple*, utilizando geradores de alta-freqüência (convertendo a tensão de entrada de 60 Hz para freqüências superiores a 100 kHz) ou geradores de tensão constante.

Para sistemas com registro realizado por filmes com telas intensificadoras, o gerador de raios-X deve ser capaz de fornecer de 20 a 35 kV_p, com passos de 1kV_p. Esta estreita faixa de tensão possibilita o ajuste da penetração do feixe à densidade e espessura da mama, de forma a maximizar o contraste.

Adicionalmente, o gerador de raios-X também deve suprir um mínimo de 500 mAs (produto da corrente de excitação do tubo pelo tempo de exposição - ver apostila de unidades radiográficas), com tempos de exposição compreendidos entre 0,01 e 6 s.

Painel de controle

O painel de controle permite ao operador de Raios-X controlar a corrente e a tensão no tubo e o tempo de exposição de maneira a obter-se intensidade e penetrabilidade necessárias a uma radiografia de boa qualidade. Monitores em forma de mostradores, normalmente para kV, parte do painel. Todos os circuitos elétricos conectados aos mostradores do painel são de baixa tensão diminuindo o perigo de choque elétrico para o operador.

- *Ajuste da alta* tensão (Seleção de kV): O painel de controle pode, através de seleção apropriada dos indicadores, fornecer precisa-mente a alta tensão (kVp) desejada.
- *Controle da corrente de tubo (Seleção de mA)*: Usualmente, a corrente do tubo de Raios-X é controlada pelo circuito AEC.

Dispositivo de compressão de mama

O movimento da mama reduz a resolução da imagem. É possível controlar a perda de resolução por movimento, solicitando-se ao paciente que prenda a respiração durante a exposição, utilizando o menor tempo de exposição possível e imobilizando a mama por compressão.

A compressão uniforme reduz a espessura da mama, facilitando a penetração do feixe de raios-X. A compressão da mama também melhora o contraste da imagem reduzindo o espalhamento e separando as camadas sobrepostas de tecido mamário, facilitando a detecção de lesões.

O dispositivo de compressão deve liberar a mama automaticamente em uma pressão pré-definida. Os pedais de controle devem possuir controle separado para compressão e liberação da força do dispositivo de compressão.

Sistemas de Detecção e Display

Um espaço longitudinal é geralmente posto sob a mesa de exposições. Neste espaço é posto o sistema de detecção. Normalmente, os sistemas de detecção utilizados são os filmes radiográficos.

Grades de absorção

Uma grade de tiras de chumbo, permeada por espaços radiotransparentes é posicionada antes do cassete do filme. A grade deste dispositivo é projetada com espaçamento e largura adequados, de forma a absorver principalmente a radiação espalhada (*scattered*) sem interferir no feixe primário (ver apostila de unidades radiográficas). As grades de absorção exigem maiores doses de radiação ao paciente, não devendo ser utilizadas em uso concomitante com ampliação da imagem.

As grades de absorção estáticas são projetadas com fatias de espessura inferior à resolução do sistema, de forma que não apareçam na imagem. No entanto têm seu desempenho limitado.

As grades de absorção do tipo *Pooter-Bucky* vibram mecanicamente de forma a obscurecer as linhas formadas pelas fatias de chumbo, que de outra forma, apareceriam na imagem. As grades de absorção *Bucky* apresentam maiores razões da grade.

Cassetes

A qualidade da imagem em mamografia também depende do cassete. Cassetes são caixas plásticas rígidas, que abrigam o filme e a tela intensificadora (écran). Os cassetes garantem um bom contado entre a tela intensificadora e o filme. Alguns procedimentos mamográficos são realizados utilizando filmes de excitação rápida com dois conjuntos:

Filme e tela intensificadora, de forma a aumentar o contraste sem aumentar a dose de radiação.

Filmes radiográficos

Os filmes radiográficos são o meio mais difundido de armazenamento de imagem para mamografia. A chapas fotográficas são formadas por

uma folha de acetato ou poliéster, com emulsões fotográficas em ambas as faces. A emulsão fotográfica consiste em grãos de brometo de prata, com diâmetro de certa de 1 mm. O tamanho do grão da emulsão está diretamente correlacionada à resolução do filme.

Maiores velocidades de sensibilização do filme estão relacionadas à redução da dose de radiação ao paciente. Entretanto, filmes mais rápidos tendem a ser mais ruidosos. A velocidade de sensibilização está relacionada à espessura do filme, filmes mais finos tendem a ser mais lentos, mas apresentam melhor resolução.

Na mamografia são exigidos filmes rápidos e de alta resolução. Os filmes mais recentes têm conseguido agregar qualidades de resolução, velocidade e baixo ruído.

As telas fluoroscópicas são utilizadas para aumentar a eficiência da sensibilização do filme e reduzir a dose de radiação. Contudo, o espalhamento da luz proveniente da tela fluoroscópica reduz a resolução do sistema.

Depois de expostos, os filmes radiográficos necessitam de um processo de revelação química para que a imagem possa ser revelada.

Sensores digitais

A radiologia digital utiliza os mesmos sistemas de exposição (tubos e geradores de raios-X) da mamografia comum. Uso da tecnologia de detecção digital, somente visa eliminar a chapa fotográfica. Através destes sistemas é possível adquirir a imagem radiográfica diretamente e de forma digital. Os sensores digitais de radiação podem ser diretos ou indiretos.

Detectores Digitais Indiretos

Nos sensores digitais indiretos, a radiação é primeiramente convertida em luz visível por telas fluoroscópicas (iodeto de césio dopado com tálio). A luz obtida é então detectada por uma matriz de sensores digitais. Os sensores digitais podem ser do tipo CCD (*charge-coupled devices*) ou por matrizes de fotodiodos (FPD - *flat panel detector*). Sistemas digitais para mamografia tipicamente apresentam *pixels* de 30 mm, com campo de visão de 1024x 1024 *pixels*.

Detectores Digitais Diretos

Em contraste com os sistemas de radiologia digital indireta, os sistemas de radiologia digital diretos, não necessitam da conversão dos raios-X em luz visível. Um detector plano (FPD) é diretamente sensibilizado pela radiação X. Estes detectores são compostos de matrizes de silício ou selênio amorfo que, expostos aos raios-X, geram pares elétrons-lacuna que são lidos eletricamente por uma matriz de TFT e formam a imagem digital.

A literatura afirma que os sensores digitais, em geral, apresentam resolução inferior aos filmes convencionais. Novos detectores são capazes de apresentar resoluções de 10 a 16 pl/mm (pares de linhas/mm), enquanto os filmes podem apresentar de 25 a 100 pl/mm (dependendo do fabricante, tipo e velocidade do filme e da forma de exposição). No entanto, a resolução dos sistemas digitais teoricamente seria suficiente para a detecção das microcalcificações (menores estruturas, com 200 mm).

No entanto, os detectores digitais apresentam alta eficiência na detecção de quanta. Desta forma, estes sistemas são menos ruidosos, apresentando imagens com alta relação sinal/ruído (SNR) e *data quanta efficiency* (DQE) (da ordem de 0,01% para filmes e 6% para sistemas digitais).

Conseqüentemente, estes sistemas podem operar com doses de radiação muito inferiores. É referida que a redução da dose de radiação é da ordem de 90% com os sensores digitais. Os sensores digitais também são sensíveis a radiação em uma escala dinâmica de 10.000:1 contra 100:1 dos filmes, sendo extremamente lineares dentro desta escala. A imagem é obtida instantaneamente, de forma que é esperada uma redução no tempo de exame.

Os sistemas de radiologia digital disponibilizam a imagem como arquivos em computadores, sendo visualizados inicialmente em um monitor de vídeo e abrangendo facilidades de tratamento de imagem com filtros digitais e a aplicação de sistemas de auxílio ao diagnóstico (CAD - *computer aided diagnosis*). Os sistemas digitais são compatíveis com os requerimentos do Protocolo de Comunicação em Medicina (DICOM - Digital

Communication in Medicine), gerando a possibilidade de conexão com o sistema de arquivamento e distribuição de imagens (PACS - *Picture Archiving and Communication Systems*), utilizando bases de dados coorporativas, gerência do serviço pelo sistema de informação radiológica (RIS - *Radiological Information System*) e o sistema de informação do hospital (HIS - *Hospital Information System*).

Teoricamente, seria possível reduzir muito os custos operacionais de um serviço de radiologia utilizando apenas detectores e mídia digitais. O Brasil, no entanto, não aceita a mídia digital juridicamente, de forma que, mesmo sendo possível adquirir a imagem radiográfica diretamente de forma digital, sempre é necessária a sua posterior impressão em filme. Todavia, evita-se o descarte de filmes relativos a exposições inadequadas, pois o exame somente é impresso após devidamente processado.

Os equipamentos de mamografia podem ser fixos e móveis (Figura 06). Os equipamentos móveis apresentam a vantagem de ser deslocados, sendo possível que um equipamento seja utilizado em situações de dificuldade ou risco de transporte ao paciente. Nestes sistemas, um capacitor (ou grupo de capacitores) é alimentado quando o sistema está conectado à rede elétrica, sendo descarregado no momento da exposição para a geração da tensão em um tubo controlado com grade.

Figura 06 - Sistemas de mamografia móvel

Controle Automático de Exposição (AEC)

Atualmente, todos os fabricantes oferecem dispositivos de controle automático de exposição (AEC - *Automatic exposure control*). Estes dispositivos inibem a geração de raios-X quando um sensor de radiação abaixo do cassete detecta a exposição adequada para a sensibilização do filme (ver apostila de unidades radiográficas).

Desta forma, os dispositivos de AEC automaticamente compensam as variações de absorção geradas pela anatomia da mama, reduzindo a dose final de radiação e evitando repetições das exposições. Os sensores de radiação mais comumente utilizados na mamografia são os detectores de estado sólido e tubos fotomultiplicadores. Existem dois tipos distintos de AEC para mamografia:

- A seleção de kV_p é realizada pelo técnico, enquanto o dispositivo de AEC controla o mAs utilizando a técnica "*falling load*", garantindo a exposição correta do filme;
- O dispositivo de AEC controla o kV_p e o mAs. A seleção automática de kV_p é pré-programa, sendo ajustada por uma pré-exposição ou durante a própria exposição. O controle do mAs utiliza a técnica "*falling load*",

CAD

Algoritmos computacionais de auxílio ao diagnóstico (CAD – *computer assisted detection*) para mamografia utilizam técnicas de reconhecimento de padrões de anormalidade associadas a câncer em imagens digitalizadas. Estes sistemas têm seu uso facilitando dentro do PACS (*Picture Archiving and Communication Systems*), pois pode ser configura-do para a realização do laudo eletrônico automaticamente, e ao receber o exame pela rede, o especialista fornece o seu laudo no prontuário eletrônico tendo as informações do sistema.

Os sistemas CAD servem de auxílio na leitura da mamografia, não substituindo a interpretação do radiologista. Em 2001, o Congresso Americano aprovou o pagamento de adicionais para exames de mamografia assistidos por CAD no sistema de saúde.

Dispositivos de biópsia estereotáxica

Em dispositivos de biópsia estereotáxica, duas imagens mamográficas, obtidas em diferentes ângulos podem ser utilizadas para localizar as coordenadas espaciais de uma lesão. Nestes equipamentos (Figura 07), um dispositivo localizador utiliza a composição de duas imagens (em ±15º) para guiar a unidade de biópsia, colhendo a amostra de tecido com um mínimo de injúria. Normalmente, a posição da lesão é apontada pelo radiologista em ambas as imagens radiográficas, registradas em filmes ou imagens digitalizadas adquiridas com dispositivos CCD. Tipicamente, várias imagens são realizadas em um procedimento de biópsia.

Dois tipos de sistemas de biópsia são disponíveis: as acopláveis a sistemas de mamografia ("*add-on systems*") e os sistemas independentes completos ("*stand-alone*"). Ambos os sistemas realizam os procedimentos necessários de posicionamento da sonda e aspiração fina.

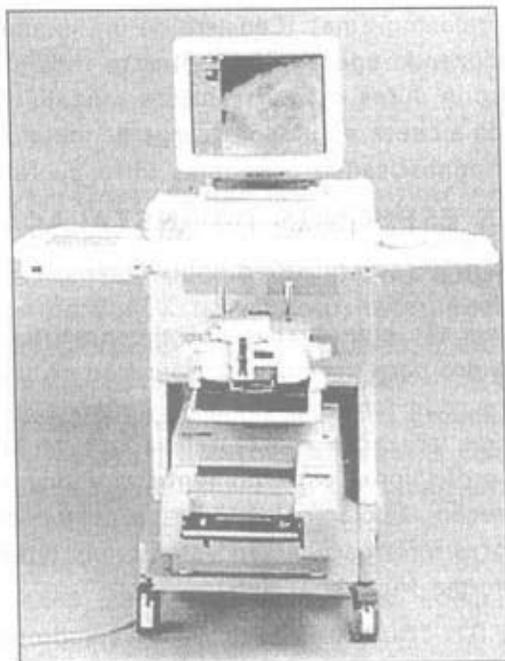



Figura 07 - Sistemas de biópsia estereotáxica "*stand-alone*".

Outras técnicas utilizadas para diagnóstico de mamas

- Ultra-som: O exame de mamas com imagens ultra-sônicas em modo B é especialmente benéfico para distinção de cistos de massas carcinogênicas sem calcificação.
- Ressonância nuclear magnética (MRI): Esta técnica é útil na detecção não-invasiva de câncer, principalmente no caso de implantes mamários de silicone. No entanto, esta técnica não apresenta resolução suficiente para identificar calcificações e massas patológicas como a mamografia convencional. A utilização do MRI em conjunto com métodos convencionais pode ser benéfica em situações apropriadas.
- Cintilomamografia: Consiste na utilização de uma gama-câmera para realizar imagem da mama de uma paciente injetada com radioisótopos. Esta técnica é útil para pacientes com mamas densas, que sofreram cirurgia mamária ou tiveram as mamas alteradas por radioterapia.
- Ductografia (galactograma): Consiste de um exame de mamografia específico, utilizando agentes de contraste radiológicos para realizar imagens dos dutos mamários. Esta modalidade pode auxiliar diagnosticando a causa de uma descarga de mamilo anormal e pode ser valioso diagnosticando papilomas intra-ductais.

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO

Proteção radiológica

Diversos materiais são empregados no revestimento de salas, portas e associados com vidro para promover a absorção de radiação. A proteção necessária para cada fonte de radiação depende da energia da radiação, a duração de utilização e a distância que se encontra de área circundantes. Um profissional especialmente qualificado e credenciado (supervisor de proteção radiológica) é indicado para o dimensionamento da blindagem. Maiores informações são obtidas nas diretrizes da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN):

- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção";
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção"
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas"

Espaço físico

Segundo as Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde do Ministério da Saúde, reservam-se (Tabela 01) os seguintes recursos físicos para a implantação de uma unidade de mamografia:

Tabela 01 — Espaço físico necessário para a implantação de uma unidade de mamografia.

Finalidade	*Área*
Sala de preparo de pacientes (vestiário)	*6,0* m^2
Sala de serviços	*8,0* m^2
Sala de exames	*8,0* m^2
Sala de interpretação e laudos	*6,0* m^2

Instalações elétricas

As instalações elétricas para salas de mamografia seguem as mesmas recomendações gerais das salas de radiografia geral de diagnóstico (ver texto - Unidades Radiográficas):

- As instalações elétricas das salas devem ficar internamente ao revestimento de chumbo ou barita;
- Via de regra, os equipamentos de mamografia operam em sistemas bifásicos de 220 V. No entanto, estes equipamentos devem possuir um transformador independente da instalação elétrica, não devendo este transformador alimentar áreas de tratamento intensivo e centros cirúrgicos, sob a pena de grande interferência em equipamentos menores, tais como monitores cardíacos. A alimentação deve ser dimensionada para a máxima potência do equipamento (pico), fornecida pelo fabricante.
- Toda a proteção elétrica deve ser dimensionada segundo a norma NBR 5410, tendo por base a potência do equipamento, fornecida pelo fabricante.
- Segundo a norma NBR5413, o índice de iluminação recomendado para salas de radiodiagnóstico é de 200 lux.

Demais equipamentos por ambiente

Segundo as normas de Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais do Ministério da Saúde, é recomendada a seguinte estrutura por ambiente:

Sala de exames radiográficos

- Mamógrafo com comando:
- Simples ou com sistema de mamobiópsia;
- Recursos complementares:
- 2 cadeiras; mesa para escritório; negatoscópio; banqueta giratória; mesa para instrumental; balde cilíndrico (porta detritos), com pedal; biombo; negatoscópio;

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Segundo a norma NBR 6977: "Proteção radiologia - regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", os projetos de proteção contra a radiação devem ser dimensionados de forma que pessoas profissionalmente expostas, não recebam exposição médias superior a 5 R por ano, não passando do limite de 3 R em quaisquer 13 semanas consecutivas. A exposição nas mãos, pés e calcanhares, isoladamente, é permitida até 75 R por ano, não passando do limite de 40 R em quaisquer 13 semanas consecutivas.
- Segundo a norma NBR 6977, as pessoas não-profissionalmente expostas, não devem receber exposição médias superior a 0,5 R por ano, o limite para adultos que ocasionalmente penetram na área controlada é de 1,5 R por ano.
- Gestantes não devem realizar exames radiográficos até o terceiro mês de gestação;
- A compressão inadequada da mama pode causar perda da qualidade de imagem em mamogramas e geração de artefatos, induzindo a repetição do exame, o que implica em fornecimento de doses extras de radiação ao paciente e em custos desnecessários.
- É solicitado que o paciente deixe de usar (ou então remova) deso-

dorante, talco, perfume, ungüentos ou cremes das mamas ou axilas. Essas substâncias podem deixar resíduos que interferirão nos resultados do exame.

- Devido às complicações em potencial, recomenda-se a utilização de mamogramas de diagnóstico, com supressão dos mamogramas de rotina, somente para mulheres com implantes de silicone. O tamanho dos implantes de silicone e a formação de tecidos conjuntivos de cicatrização tornam difícil a compressão. Se muita pressão for aplicada, o implante pode romper-se. A detecção de microcalcificações e pequenas lesões são comprometidas em mulheres com implantes de silicone.
- Para minimizar o desconforto devido à compressão da mama, deve-se marcar a mamografia logo após a menstruação, quando a possibilidade das mamas estarem sensíveis é menor. Deve-se evitar também consumir cafeína (café, chá, chocolate, refrigerantes), por um período de 1 ou 2 semanas antes do exame.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

A grande maioria das falhas relacionadas aos equipamentos de mamografia está relacionada com suas partes mecânicas. Costumam ocorrer falhas mecânicas no colimador e na grade de absorção. Dentre outras aspectos de manutenção, têm-se:

- Nas grades de absorção em que o movimento vibratório é gerado por bobinas, reporta-se que esta costuma queimar. Também são comuns falhas de mal-contato nos relês envolvidos com este sistema;
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser identificados com uma numeração radiopaca, de forma a que possam ser visualizados nos filmes;
- Todos os cassetes e telas intensificadoras devem ser controlados quanto aos seus tipos, datas de aquisição e fabricante;
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser limpos diariamente a acumulação de pó deve ser controlada através de escovas antiestáticas;
- Testes de dosimetria e teste do sistema AEC devem ser realizados mensalmente;

- Testes de sensitometria devem ser realizados diariamente, a fim de detectar falhas no processamento dos filmes (qualidade da processadora);
- Médias mensais devem ser realizadas para avaliar a tensão de pico do tubo (utilizando um medidor kVp), o timer de raios-X (utilizando um timer de raios-X), a abertura focal efetiva e a precisão do foto-temporizador do dispositivo AEC;
- O foto-temporizador do dispositivo AEC (usualmente câmaras de ionização) pode falhar devido a mau contato elétrico, que deve ser checado periodicamente;
- É recomendada a limpeza diária da processadora de filmes (roletes e sistema de transporte), assim como o controle de qualidade (contaminação, proporção da mistura - *mix*) dos químicos;
- Químicos devem ser utilizados logo após o preparo, sob pena de perda na qualidade da imagem;
- Deve-se realizar inspeção da segurança mecânica da montagem. Devem ser checados o suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação. Os rodízios devem ser checados (no caso de unidades móveis);
- Partes mecânicas móveis devem ser lubrificadas;
- Devem ser checadas avarias mecânicas dos cabos de alta tensão e respectivos conectores. Chaves e controles do painel também devem ser observados;
- Mesmo nos circuitos eletrônicos, é importante verificar a limpeza das placas de circuito impresso, pois a presença de circuitos de alta-tensão pode resultar em acúmulo de poeira e poluição condutiva.
- Observar marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- No caso de sistemas mamográficos digitais, o papel térmico das *Dry Printers* deve ser protegido do calor, luz e químicos;
- As demais considerações para radiografia de diagnóstico costumam aplicar-se a mamografia (ver texto - unidades radiográficas), principalmente as referentes aos tubos de raios-X.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder com

testes mensais de constância, observando itens quantitativos, testes diários de sensitometria, dosimetria e limpeza diária.

Cuidados especiais

As altas tensões presentes nos equipamentos de raios-X são extremamente perigosas e potencialmente letais.

Nunca realize sozinho, testes com estes equipamentos, tenha sempre alguém ao lado.

Nunca toque nos circuitos do gerador de alta tensão, a menos que esteja seguro que o equipamento esteja desligado.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos de constância, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários (Figura 08 e Figura 09). Os critérios para sua aquisição devem considerar o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Se estes testes forem realizados por técnicos da própria instituição, estes devem estar capacitados e autorizados para tal. Os principais instrumentos são:

- Timer de Raio-X (Ex: Gammex RMI 231A; Nuclear Associates 07-453 Digital X-Ray Pulse Counter/Timer);
- Dosímetros (Ex.: Ex.: Gammex RMI 242; Nuclear Associates 06-526-5290 Rad Check Mammo; RADCAL 3036 Dosimeter/Ratemeter/Timer; UNFORS Mult-O Meter 300 Series; Victoreen 4000+; Inovision TRIAD Model 10500 AM);
- Medidores de KVp (Ex.: UNFORDS Test-O-Meter 9005 MAM);
- Sensitômetros;
- Phantoms para mamografia (Alguns fabricantes já fornecem phantoms para atender aos requisitos do MQSA e ACR) (*);
- Balança de força;

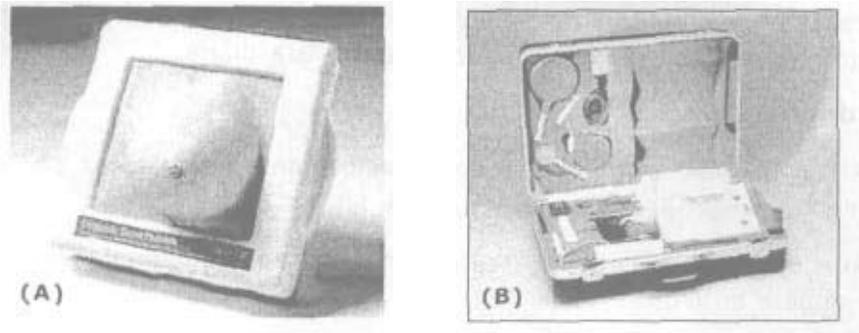



Figura 08. (A) Phantom para mamografia e (B) Medidor multiparamétrico (dosímetro, medidor de kVp, medidor de mAs, etc)

(*) - Os *phantoms* também podem ser confeccionados segundo os padrões definidos em norma.

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados periodicamente por pessoal capacitado, de forma a detectar degradações do sistema que possam indicar falhas. Apesar da programação prévia, os teste devem ser repetidos sempre que:

- Houver suspeita de mau funcionamento;
- O equipamento passar por uma manutenção;
- Um teste de constância indicar desvios de normalidade, de forma a confirmar o resultado.

Os testes específicos devem tomar procedência segundo as indicações do fabricante, e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes. Para mamógrafos com alta carga de trabalho é recomendada uma freqüência semanal de testes:

Testes mensais

- Colimação: É verificada a incidência no feixe dentro da CFOV (*central field of view*) do campo;
- AEC: Um *phantom* de atenuação uniforme (imita a três valores de atenuação de mamas) é exposto. A densidade óptica média do filme nos diferentes valores de atenuação não pode variar mais de ±0,2 de seus valores padrões:

- Ajuste de dose: Ajuste das exposições de forma a obter densidades ópticas entre 1,0 e 1,6 com o *phantom* de atenuação.
- Resolução: É calculada a resolução através de um *phantom* de pares-de-linha nas direções paralela e perpendicular ao tubo. A resolução deve ser medida com a grade de absorção ativada e é dada pelo menor par-de-linha indistinguível visualmente.
- Contraste: São observadas cinco estruturas circulares de diferentes contrastes em um *phantom* de análise de contraste. Pelo menos 2 estruturas devem estar visíveis.
- Artefatos: É comparada uma exposição homogênia dentro de uma distância foco-filme utilizada na clínica, sem a grade de absorção. Utilizando uma lente de aumento de 5 a 10 x, não se devem ser detectados arranhões, padrões ou pontos espúrios. O teste deve ser repetido com a grade de absorção e as linhas de absorção não devem estar pronunciadas.

Testes Semestrais

- Força: Medida da máxima força fornecida pelo dispositivo de compressão. A balança de força deve ser posicionada juntamente com uma bolsa de água (5 x15 cm), de forma a distribuir a força no dispositivo de compressão. Forças entre 50 N e 200 N são requeridas. A força aplicada não pode variar mais de ±10 N de seus valores padrões:

Figura 09. Conjunto *(kit)* para avaliação de qualidade de imagem em mamografia

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de mamografia estão cobertos pelas normas da *International Electrotechnical Commission* (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT (NBR). Existem também normas estrangeiras, como é o caso do *Mammography Quality Standarts Act* (MQSA) publicado pelo *Food and Drug Administration* (FDA), *American College of Radiology* (ACR) e da British Standards Institution (BS). São elas:

Mamografia

- NBR-IEC 60601-1-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1-1: Prescrições gerais para segurança", 1998;
- NBR-IEC 60601-1-2: "Equipamento eletromédico. Parte 1-2: Compatibilidade eletromagnética - Requisitos e testes", 1998;
- NBR-IEC 61223-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 1: Aspectos Gerais", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-10: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-10: Testes de aceitação - Performance de equipamentos de raios-X para mamografia", 1996;

Proteção Radiológica

- NBR 6977: "Proteção radiológica - regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos", 1981;
- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção",1988;
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas", 1988;
- IEC 60601-2-45: "Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of mammographic x-ray equipment and mammographic stereotactic devices (draft standard)".

Normas Estrangeiras para Mamografia

- FDA: "Mammography Quality Standarts Act 21", CRF Part 900.10.18, 1995; CRF Part 900.16, 1997; CRF Part 900.18, 1999;
- ACR: "Standard for diagnostic medical physics performance monitoring of radiological and fluoroscopic equipment", 1992; "Standard for performance of diagnostic mammography and

problem-solving breast evaluation", 1997; "Standard for performance screening mammography", 1997;

- BS EN 61953: "Diagnostic imaging equipment. Characteristics of mammographic antiscatter grids", 1998;
- BS EN 61223 - Part 3.2: "Evaluation and routine testing in medial imaging equipment. Acceptance tests. Imaging performance of mammographic x-ray equipment", 1997;
- BS EN 61223 - Part 3.2: "Evaluation and routine testing in medial imaging equipment. Acceptance tests. Imaging performance of digital mammographic x-ray equipment", 1997;

Manutenção preventiva

Além dos itens listados acima, deve-se ter em mente que nos equipamentos de mamografia, o componente mais crítico é o tubo de raios-X, sendo todas as recomendações aplicáveis aos sistemas radiográficos de uso geral (ver apostila de unidades radiográficas).

BIBLIOGRAFIA

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Scanning Systems, Mammography; Stereotactic Systems, Biopsy, Mammography**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-ray Generator**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Quality Control Devices, X-ray Generator**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Phantoms**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-Ray Film Processors, Automatic**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Systems, Film, Digital**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS): **Printers, Dry Imaging**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR 6977**: Proteção radiológica - regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos. ABNT, 1981;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-1**: Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-2-2**: Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60223-3-2**: Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 3-2: Testes de aceitação - performance de equipamentos de raios-X para mamografia. ABNT, 1996;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde**. Imprensa Nacional, 1994;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais**. Imprensa Nacional, 1995;

WEBB, S. **The physics of medical imaging**. Bristol, UK: Institute of Physics Publishing, 1995;

SANTANA. **Instalações Elétricas Hospitalares**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 1999;

ALBUQUERQUE, J. A. G. **Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica**. Campinas, 2001, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas;

CAPÍTULO 20

VENTILADORES PULMONARES

Elaborador por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Ventilação é o ato mecânico de fornecer ar aos pulmões. Ocorre espontaneamente através da ação da musculatura respiratória que ao contrair, faz surgir um gradiente de pressão entre o meio-ambiente e os pulmões, promovendo a entrada de ar nos mesmos. Na expiração ocorre o relaxamento da musculatura respiratória, inverte-se o gradiente de pressão e o ar sai dos pulmões.

Ventilador é um equipamento utilizado para proporcionar a ventilação pulmonar artificial.

O objetivo dos ventiladores pulmonares é, de modo geral, prover suporte ventilatório temporário, completo ou parcial, há pacientes que não conseguem respirar por vias normais (insuficiência respiratória) devido a fatores como doenças, anestesia, defeitos congênitos, etc. Os ventiladores também são usados para permitir descanso dos músculos respiratórios até que o paciente seja capaz de reassumir a ventilação espontânea.

A insuficiência pode estar associada a uma patologia ou pode ser induzida para se obter analgesia, relaxamento muscular e redução da atividade metabólica, geralmente associados a procedimentos cirúrgicos.

Na maioria dos ventiladores uma fonte de pressão positiva entrega ar para os pulmões do paciente que faz a troca gasosa, e então retira a pressão para que ocorra a expiração.

A ventilação artificial pode ainda ser feita pela via nasal, oral ou por tubo de traqueostomia.

HISTÓRICO

Século XII: o mecanismo da ventilação pulmonar passa a ser compreendido.

1555: Versálio introduz a ventilação mecânica artificial empregando um fole para foçar gás para o interior da traquéia de um cão com o tórax aberto.

1660: Franciscus Sylvius de La Boe observa e estuda os movimentos respiratórios e conclui: "os pulmões não possuem movimento próprio, mas seguem o movimento do tórax e do diafragma. Os pulmões não expandem porque são insuflados, mas são insuflados com ar porque são expandidos".

1776: John Hunter contribuiu com uma das mais notáveis tentativas de ventilação mecânica: utilizou um sistema de duplo fole introduzido na traquéia de um cão, montado de modo que um fole bombeava ar ambiente para dentro e o outro bombeava ar para fora dos pulmões (princípio da ventilação com pressão positiva).

1820: Carson: estudou a elasticidade dos pulmões.

1864: Jones introduziu o primeiro ventilador de tanque envolvendo o corpo todo (exceto a cabeça). Baseava-se na utilização de pressão negativa para expandir os pulmões (pulmão de aço).

1876: Woilez desenvolveu o espiróforo aprimorando o pulmão de aço. Acomodava um paciente deitado e possuía um bastão indicador da excursão do movimento torácico para confirmação visual da expansão pulmonar.

1928: Jaquet utilizou a câmara de diferenciação pneumática desenvolvida em 1855 por Willians (para fins terapêuticos).

1928: Drinder e Shaw introduziram o primeiro pulmão de aço a ser utilizado amplamente. As alterações na pressão do reservatório eram geradas por um ventilador rotativo sob impulsão elétrica.

1931: Emerson construiu um pulmão de aço incorporando novas tecnologias e a custo bem menor: consistia em um cilindro hermético onde era colocado o paciente (cabeça de fora). Um fole impulsionado por motor elétrico ou manualmente (no caso de falta de energia elétrica) produzia pressão sub-ambiente dentro do tanque, resultando num gradiente de pressão transpulmonar positiva que facilitava o fluxo de gás para dentro dos pulmões (foi motivado por uma séria epidemia de poliomielite).

1946: retomada das pesquisas sobre mecânica ventilatória durante a Segunda guerra mundial.

1952: Engströn dá início à moderna ventilação mecânica com pressão positiva, durante a epidemia de pólio na Dinamarca (1952) e na Suécia (1953).

1963: Campbell e Brown realizam o modelamento do sistema respiratório por meio de circuito elétrico analógico.

1964: Peters e Satcy determinaram os parâmetros da mecânica respiratória por meio de computador dedicado.

1968: Terzi e Peters utilizam protótipo construído na Universidade da Carolina do Norte para estudar a mecânica ventilatória.

A evolução tecnológica tem atuado nos ventiladores mecânicos no sentido de promover maior conforto aos pacientes e maior segurança aos médicos, quanto à tomada de decisões no tratamento de pacientes.

ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

Componentes do sistema respiratório

Segundo Miller (1986), respiração significa transporte de oxigênio do ar atmosférico até as células do corpo e, em sentido contrário, transporte de dióxido de carbono das células até o ar atmosférico. O sistema respiratório desempenha duas fases deste processo: ventilação pulmonar, que é a movimentação do ar entre a atmosfera e o alvéolo, e difusão de oxigênio e dióxido de carbono entre o ar alveolar e o sangue.

O ar entra no sistema respiratório pelas cavidades do nariz e, ou pela boca, passa pela faringe, pela laringe e pela traquéia. Após atravessar a traquéia (tubo cartilaginoso com diâmetro entre 1,5 e 2,5 cm e de 11 cm de comprimento), o ar passa para os brônquios (esquerdo e direito) que se subdivide nos bronquíolos, que se estendem até os alvéolos, onde ocorrem as trocas gasosas com o sangue (por processo de difusão passiva).

Estima-se que há centenas de milhões de alvéolos nos pulmões, representando uma superfície com dezenas de m^2 para trocas gasosas (oxigênio sai dos alvéolos e passa para o sangue; gás carbônico faz o caminho inverso).

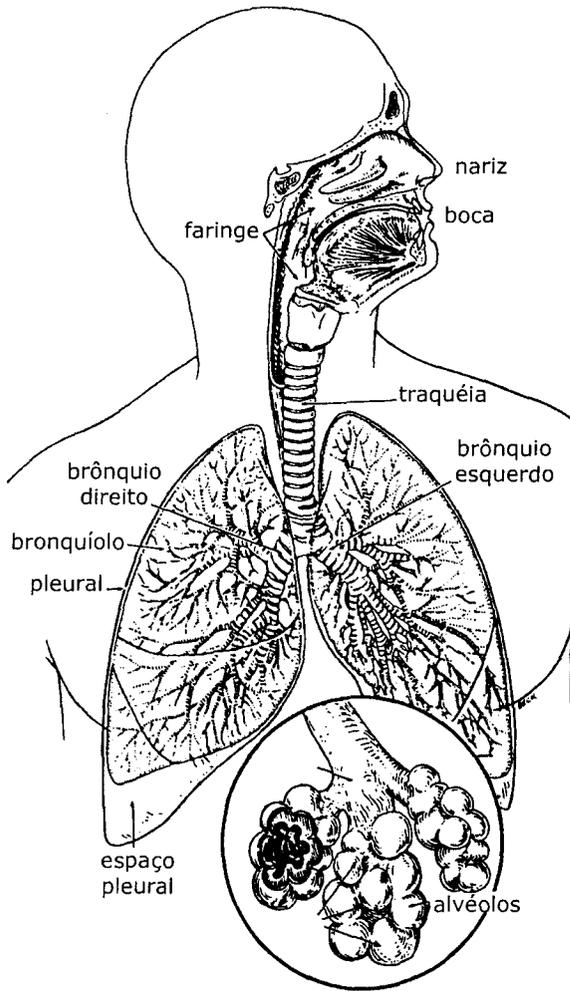



Figura 1. Corte do sistema respiratório mostrando a localização anatômica dos seus componentes (mod. Feinberg, 1986).

Os componentes do sistema respiratório entre a traquéia e os bronquíolos terminais, constituem a zona de condução, participam apenas da condução gasosa. Os bronquíolos respiratórios, os ductos e sacos alveolares constituem a zona respiratória, onde ocorrem as trocas gasosas.

Os pulmões são revestidos pela pleura visceral, que adere à pleura parietal que reveste a parede interna do tórax devido à existência de um

líquido. Tal líquido fornece o mecanismo de aderência entre as pleuras e funciona como um lubrificante durante o ciclo ventilatório.

Mecânica pulmonar

Durante as fases de inspiração e expiração, os pulmões têm papel passivo. São os músculos diafragma e intercostais interno e externo que promovem a variação do volume da cavidade torácica criando pressões negativa e positiva que movimentam o ar para dentro e para fora dos pulmões.

Inspiração: a inspiração é um processo ativo, no qual o volume do tórax aumenta e cria uma pressão negativa no tórax em relação ao meio exterior, promovendo a entrada do ar atmosférico. O músculo mais importante neste processo é o diafragma.

Expiração: é essencialmente passiva devido às propriedades elásticas dos pulmões: quando a inspiração cessa, a energia elástica acumulada nas suas fibras é usada para retraí-las ao seu comprimento inicial. Uma pressão positiva é criada no interior dos pulmões e o ar é expirado para a atmosfera. Durante a realização de exercícios físicos e a hiperventilação voluntária, a expiração se torna ativa.

Níveis pressóricos no sistema respiratório

Pressão intrapleural ou pleural: é aquela existente no espaço entre as pleuras visceral (em contato com o pulmão) e parietal (em contato com a cavidade torácica).

Pressão alveolar: é a pressão existente dentro dos alvéolos.

Durante a inspiração, a musculatura inspiratória se contrai, expandindo o tórax e a pressão pleural varia de -3,5 a -5mmHg (aproximadamente). A pressão alveolar diminui causando um fluxo de ar para dentro dos pulmões.

Durante a expiração, com a diminuição do volume do tórax, a pressão pleural fica menos negativa e a pressão alveolar aumenta até ficar superior à pressão atmosférica, causando fluxo de ar para fora dos pulmões.

A variação da pressão intra-alveolar é de -3mmHg na inspiração e de 3mmHg na expiração.

Pressão transpulmonar: caracteriza a diferença de pressão entre os alvéolos e as superfícies externas dos pulmões. É a pressão necessária para vencer as forças elásticas do pulmão (em condições estáticas) e a resistência das vias aéreas ao fluxo de ar (em condições dinâmicas).

Propriedades estáticas do sistema respiratório

Volumes e capacidades pulmonares

O estudo funcional do pulmão inclui uma avaliação espirométrica que determina volumes e capacidades pulmonares representados na figura 2.

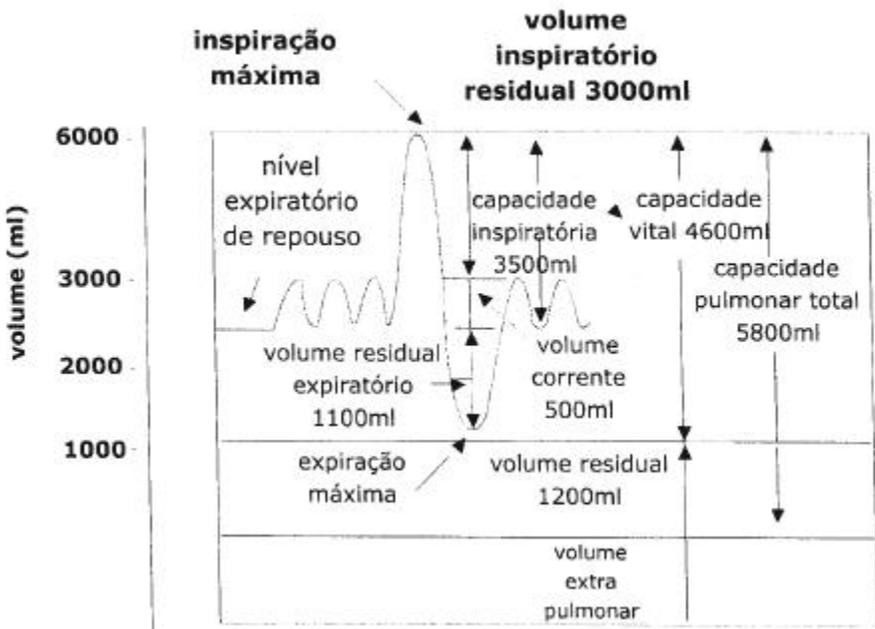



Figura 2. Valores estáticos de volumes e capacidades pulmonares ou função pulmonar humana (para um adulto do sexo masculino).

Medidas realizadas de forma direta (com um espirômetro):

Volume corrente: é o volume de ar inspirado ou expirado em cada respiração normal.

Volume de reserva inspiratória: é o volume máximo de ar que pode ser inspirado a partir da posição final da inspiração normal.

Volume de reserva expiratório: é o volume máximo de ar que pode ser expirado a partir da posição final da expiração normal.

Volume residual: é o volume de ar que permanece nos pulmões ao fim de uma expiração máxima.

Capacidade vital: é o volume de gás máximo que pode ser expirado após uma inspiração máxima.

Capacidade pulmonar total: é o volume máximo de extensão dos pulmões com o máximo esforço inspiratório possível.

Capacidade inspiratória: é o máximo volume que pode ser inspirado a partir de um nível expiratório de repouso.

Capacidade residual funcional: é o volume que permanece nos pulmões ao nível expiratório de repouso.

Propriedades dinâmicas do Sistema Respiratório

A pressão do sistema respiratório precisa vencer os componentes elásticos e resistivos do mesmo. As características elásticas (complacência) e resistivas do sistema respiratório definem o seu comportamento dinâmico.

Características elásticas: a elasticidade é a propriedade da matéria que permite a um corpo retornar à sua forma original após ter sido deformado sob a aplicação de uma força. Os componentes elásticos do sistema respiratório são:

Complacência pulmonar: é o grau de elasticidade pulmonar que depende do volume e da pressão transpulmonar. Seu valor normal é de 0,2 l/ cm H2O.

Complacência da caixa torácica (tórax, diafragma, parede abdominal e mediastino): a complacência da caixa torácica representa 34% do valor da complacência pulmonar. Uma complacência elevada implica em ventilação fácil. Complacência baixa implica em ventilação difícil.

Características resistivas: os componentes que caracterizam a resistência do sistema respiratório são:

Resistência das vias aéreas: é a diferença de pressão entre os alvéolos e a boca, por unidade de fluxo aéreo. Representa a resistência das vias aéreas à passagem de fluxo (atrito das moléculas gasosas com as vias aéreas). Num adulto médio: 10cmH2O/l/s.

Resistência tecidual: causada pelo atrito do deslocamento dos tecidos pulmonares, da caixa torácica, do diafragma e do abdômem.

Num adulto jovem e normal, a resistência tecidual representa 20% e a resistência das vias aérea, 80% da resistência pulmonar.

Insuficiência Respiratória

Insuficiência respiratória é a incapacidade do pulmão de manter as pressões parciais dos gases sanguíneos (O, e CO2) normais. Pode resultar de fatores:

- Ambientais;
- Pulmonares-ventilatórios: neuro-musculares, restritivos (ppdds elásticas) e obstrutivos (ppdds reistivas);
- Pulmonares-alvéolo-capilares: disfuncionais; alteração do quociente ventilação-perfusão.

Fatores ambientais incluem a inalação de fumaça e gases tóxicos, como ocorre nos casos de incêndios e em acidentes com produtos químicos.

As lesões restritivas impedem a expansão da caixa torácica, a movimentação do diafragma ou a expansão do pulmão (deformidades do tórax, obesidade, etc).

As lesões obstrutivas dificultam a chegada do ar até os alvéolos por reduzirem a luz das vias aéreas.

Os fatores disfuncionais causam defeitos na difusão e dizem respeito principalmente à alteração da membrana alvéolo-capilar, como no caso da síndrome de bloqueio alvéolo-capilar, onde ocorre espessamento da membrana e alterações da vascularização pulmonar.

Patologias relacionadas à insuficiência respiratória:

- Atelectasia: caracteriza o colapso alveolar. Ocorre devido à obstrução das vias aéreas (por tumor cancerígeno) ou pela falta de surfactante nos alvéolos que diminui a tensão superficial do líquido alveolar.

- Edema pulmonar: descreve uma situação de excesso de líquido nos pulmões (espaço insterstícial e, ou alvéolos), como resultado de infecção crônica e aguda ou obstrução das vias aéreas, causando redução da capacidade de difusão do pulmão.
- Pneumonia: processo inflamatório dos pulmões que reduz a área da membrana respiratória e a relação ventilação por perfusão, diminuindo a capacidade de difusão.
- Tuberculose: infecção pulmonar causada por bacilos tuberculosos, provocando a formação de lesões fibrosas. Aumenta a espessura e reduz a área da membrana respiratória, reduzindo a capacidade de difusão e aumentando o trabalho respiratório.
- Doenças pleurais como pneumotórax e derrames.

VENTILADORES

Os ventiladores pulmonares, segundo a divisão da UMDNS (Universal Medicai Nomenclatura System) e também usadas no ECRI, podem ser classificados em quatro subdivisões: 1. Ventilador para cuidado intensivo - adulto; 2. Ventilador para cuidado intensivo - pediátrico; 3. Ventilador para transporte; e 4. Ventiladores portáteis.

Componentes básicos de um ventilador

Na figura 3 é apresentado um diagrama em blocos mostrando os componentes básicos de um sistema ventilatório.

A mistura gasosa vinda do ventilador pulmonar é entregue ao paciente através do circuito do paciente (figura 4), que contém entre outros componentes, cânulas ou tubos corrugados para a condução do ar, umidificadores, aquecedores, nebulizadores e filtros de bactérias.

Como acessórios pode-se relacionar misturadores e válvulas reguladoras de pressão.

A alimentação pode ser feita via rede elétrica e, ou a bateria, na maioria dos equipamentos. A bateria externa pode ser utilizada por períodos curtos, durante interrupção do fornecimento de energia elé-

trica. Normalmente, os ventiladores também possuem uma bateria interna, que pode ser usada (por até 1 hora) se a bateria externa for desconectada, como no caso do paciente ser movimentado de um local para outro. A bateria interna carrega-se automaticamente quando o ventilador é ligado na rede elétrica.

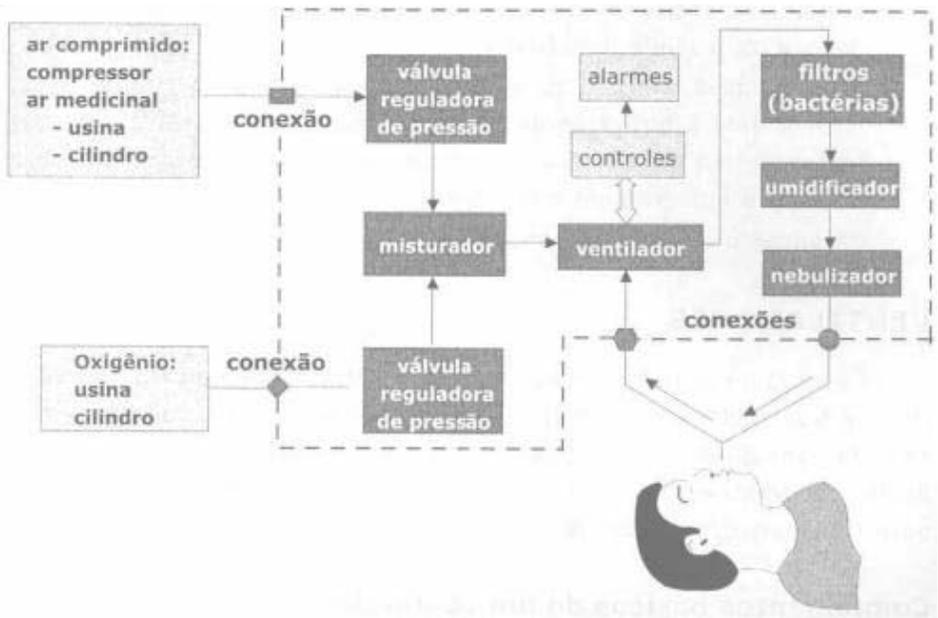



Figura 3. Diagrama em blocos de um ventilador pulmonar básico.

- Válvulas reguladoras de pressão: são os elementos que fazem a regulação da pressão na entrada do ventilador, dos gases entregues ao paciente. Os gases vêm de fontes como cilindros e, ou usinas à pressões elevadas. Num sistema aberto como o mostrado anteriormente, o controle de pressão ajusta o nível PIP (pico de pressão inspiratória).
- Misturadores: são elementos acoplados à entrada de ar dos ventiladores, que têm a função de misturar adequadamente diferentes gases nas concentrações desejadas. Geralmente, possuem entradas para ar comprimido, oxigênio e nitrogênio. A fração de oxigênio inspirado (FiO2) pode ser ajustada para evitar hipoxemia e hipoxia (valores típicos entre 21% e 100%).

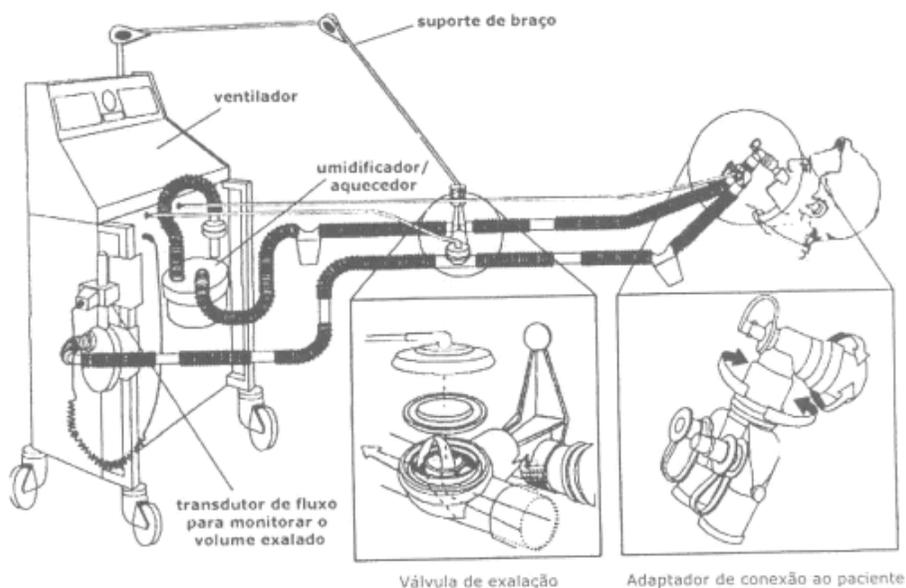



Figura 4. Circuito do paciente (modificado de Health Devices, 1994).

Filtro de bactérias: é usado para elevar a qualidade do ar entregue ao paciente. Tem como objetivo evitar a contaminação bacteriológica do paciente. Deve ser o último componente a ser conectado antes do circuito aéreo do paciente.

Nebulizadores: são utilizados para administrar drogas, na forma de aerosol, pela via respiratória, como por exemplo, broncodilatadores.

Umidificadores: são acoplados à saída dos ventiladores para acrescentar vapor d'água ao gás inspirado pelo paciente. São projetados para produzir uma quantidade máxima de vapor de água com uma quantidade mínima de partículas d'água. São necessários porque a ventilação de pacientes por período prolongado, com ar comprimido ou gases de cilindro e em salas com ar condicionado, gera secreções brônquicas e alveolares mais secas que o normal. A formação de secreções solidificadas pode afetar a resistência das vias aéreas ao fluxo gasoso. A umidificação é feita com água filtrada e de preferência desmineralizada e deve ser trocada periodicamente para evitar contaminação.

Válvula de exalação ou expiratória: o circuito do paciente possui ainda válvulas que permitem que o gás exalado pelo paciente saia para a atmosfera ou para outro circuito fechado. Quando o ar é entregue ao paciente, a pressão positiva precisa forçar o pulmão a receber o ar e, portanto, é necessário que a via usada para expiração do ar seja fechada. Essa válvula tem as funções de fechar o circuito de saída na inspiração e abrir o circuito de saída na expiração.

Alarmes: os alarmes de um ventilador pulmonar não devem nunca ser permanentemente desabilitados. Servem para monitorar problemas que podem ocorrer durante a operação do equipamento, tais como: apnéia; pressão muito alta ou muito baixa; freqüência do ciclo respiratório muito alta ou muito baixa; falta dos gases utilizados; desconexãó do circuito ventilatório; bloqueio no circuito respiratório; perda de energia elétrica ou bateria muito fraca.

Controles: os controles serão vistos no item O controle básico de um ventilador.

Os modelos mais completos possuem, ainda, sensores e interface para computador e através destes é possível monitorar e controlar diversos parâmetros. Também é possível enviar à sala de controle e armazenar as medidas críticas, os alarmes e os dados sobre o procedimento. Na figura 5 é apresentado um diagrama em blocos de um ventilador microprocessado.

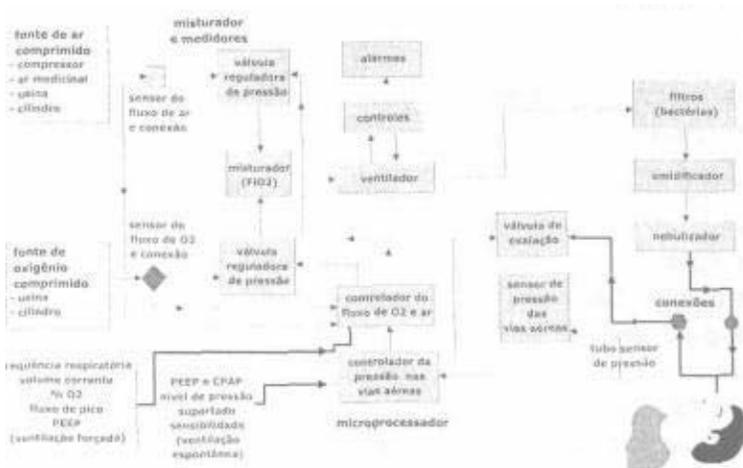



Figura 5. Diagrama em blocos de um ventilador microprocessado.

O controle básico de um ventilador

Para que o ventilador seja configurado a fornecer uma certa curva de ventilação, vários parâmetros devem ser configurados, como a duração das fases inspiratória e expiratória (taxa I: E), o tipo de forma de onda desejada, o volume de ar entregue, o volume-minuto desejado e o nível de PEEP (pressão positiva mantida no final da expiração).

Na figura 6 é comparada a forma de onda da ventilação espontânea e uma forma de onda usada na ventilação forçada com pressão positiva.

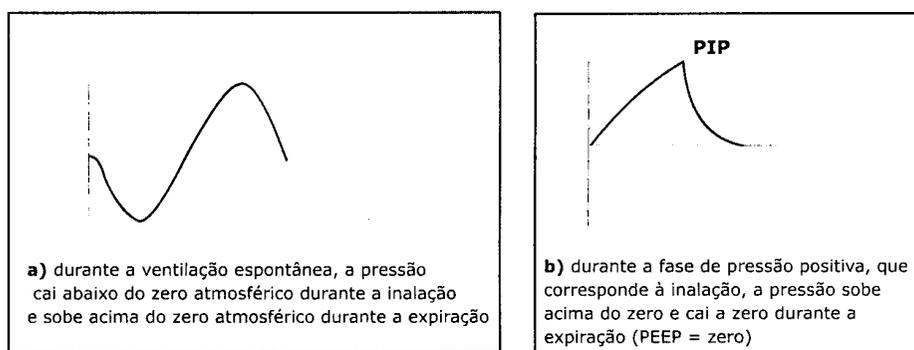



Figura 6. (a) Durante a ventilação espontânea, a pressão cai abaixo do zero atmosférico durante a inalação e sobe acima do zero atmosférico durante a expiração. (b) Durante a fase de pressão positiva, que corresponde à inalação, a pressão sobe acima do zero e cai a zero durante a expiração (PEEP = zero)

Controles do ventilador

Os circuitos de controle são responsáveis pela maneira com que o paciente será ventilado. Basicamente, os ventiladores possuem os seguintes controles:

Fluxo e, ou pressão e, ou volume:

Fluxo: ajusta o valor do pico de fluxo de ar a ser enviado pelo equipamento (l/min).

Pressão: ajusta o pico de pressão a ser atingida. Num sistema fechado, o gás flui até PIP ser atingido e, então, é desligado, sendo que a válvula de exalação permanece fechada durante o tempo inspiratório. Se um vazamento causar um decréscimo no nível de pressão, o fluxo pode ser reiniciado

até o PIP ajustado ser atingido. A unidade mais utilizada é centímetros de água (cmH_2O).

Volume: ajusta o volume de ar a ser enviado ao paciente, geralmente apresentado em ml.

Freqüência respiratória: determina o número de ventilações geradas por minuto.

Relação I: E (razão entre o tempo de inspiração e o de expiração).

Tempo de inspiração: controla o tempo disponível para inspiração, medido em segundos.

Tempo de expiração: determina o tempo de expiração, medido em segundos.

Pausa inspiratória: pode ser determinada em unidade de tempo (s) ou em percentual do tempo expiratório. Fecha as válvulas de inspiração e de expiração, fazendo com que o fluxo seja nulo.

Sensibilidade: determina o nível de esforço que o paciente deve fazer para disparar um ciclo respiratório. O ventilador pode ser sensível em nível de pressão - medido em centímetros de H_2O - ou a um fluxo - medido em litros por minuto.

PEEP: Positive End Expiratory Pressure. Este controle, ativo nas respirações controladas ou assistidas, ajusta um nível de pressão positiva ao final da expiração (cmH_2O).

CPAP: Continuous Positive Airway Pressure: controle ativo nas respirações espontâneas, mantém um nível de pressão positiva durante todo o ciclo ventilatório (cmH_2O).

Modalidades de ventilação (abordadas em Transição da fase expiratória para inspiratória).

Os tipos de controle dos mecanismos de funcionamento e, ou das válvulas de saída, podem ser:

- Mecânico: utiliza polias reguladoras, alavancas. Foi utilizado inicialmente nos ventiladores operados manualmente.

- Pneumático: utiliza pressão de gás comprimido ou combinado com o oxigênio, para operar injetores, venturis, pistões e válvulas eletromecânicas.
- Por fluxo: utiliza fluxo de gás para operar chaves de pressão.
- Elétrico: utiliza chaves eletro-mecânicas para controlar a operação do ventilador.
- Eletrônico: usa dispositivos eletrônicos (diodos, transistores, amplificadores operacionais, microprocessadores). O oxigênio é usado como forma de terapia e não como fonte de energia primária. Assim, em caso de falha no sistema de fornecimento de 0_2, o equipamento continuará a funcionar, fornecendo gás atmosférico (concentração de O_2 = 21%). A pressão positiva pode ser obtida a partir de um pistão deslocado com o auxílio de um motor elétrico.

Ciclo ventilatório mecânico

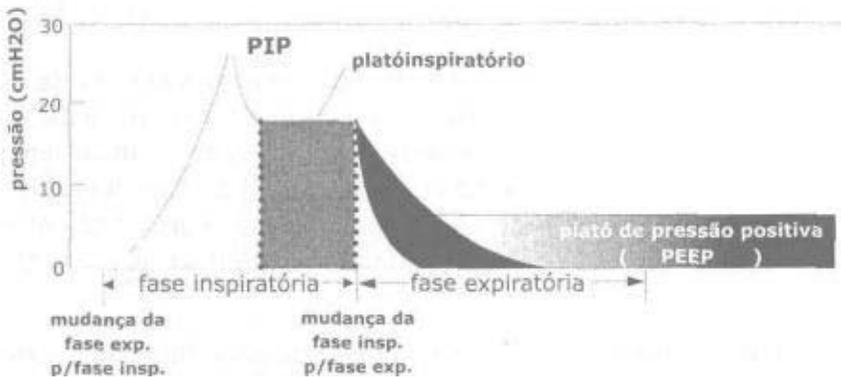
Na figura 6 é mostrada a curva com os padrões de pressão inspiratória e expiratória e componentes do ciclo respiratório durante ventilação mecânica.

PIP é o pico da pressão inspiratória e PEEP é o nível de pressão positiva no final da inspiração

Figura 7. Componentes do ciclo ventilatório mecânico. PIP é o pico da pressão inspiratória e PEEP é o nível de pressão positiva no final da inspiração (modificado de Miller, 1989).

A interação entre as características dos componentes do ventilador e as vias respiratórias do paciente produz curvas de pressão (figura 7), fluxo e volume dependentes desta interação.

Para descrição desta interação, são estabelecidas 4 funções para o ventilador:

Insuflar os pulmões;

Decidir quando parar de inflar; Esvaziar os pulmões;

Decidir quando insuflar novamente.

A estas funções correspondem 4 fases do ciclo ventilatório:

Fase inspiratória e platô inspiratório;

Transição inspiração-expiração; Fase expiratória;

Transição expiração-inspiração.

Fase inspiratória: o fluxo gasoso inspiratório é estabelecido quando existe um gradiente de pressão entre a entrada das vias aéreas e os alvéolos, através de geradores de fluxo ou de pressão (constante ou não).

O gerador de fluxo constante produz um fluxo gasoso a uma razão uniforme durante toda a fase inspiratória. Para manter o fluxo constante apesar de alterações na pressão das vias aéreas, este gerador é impulsionado por uma fonte de gás sob alta pressão (3 a 35 Ib/pol_2) com um mecanismo à válvulas (solenóide) para regular o fluxo. Quanto maior o gradiente, menos provável que variações na resistência pulmonar alterem as característica do fluxo.

Um gerador de fluxo não-constante produz razões de fluxo que variam durante a inspiração, mas esta variabilidade de fluxo é constante a cada ciclo de respiração, ou seja repete-se a cada inspiração. Pode ser obtido com um pistão sob impulsionamento rotativo que produz um padrão inspiratório semelhante a uma senóide positiva.

Os geradores de pressão constante sustentam uma pressão uniforme durante toda a fase inspiratória, independente das mudanças na resistência pulmonar. A pressão impulsionadora do ventilador é ajustada para igua

lar-se à pressão máxima inspiratória (PIP) para aplicar o volume corrente. A saída de gás diminui à medida que a pressão nas vias aéreas se aproxima da pressão de impulsão, produzindo um padrão de desaceleração.

Os geradores de pressão não constantes desenvolvem pressão variável durante a inspiração, mas o padrão se repete de respiração para respiração.

Platô inspiratório: um platô estático representa um período com fluxo zero de inspiração mecânica, em que a válvula de exalação é mantida fechada. Em seguida, a pressão nas vias aéreas volta à linha básica. É produzido com um gerador ciciado por tempo e uma válvula de alívio de pressão ajustável.

Transição de fase inspiratória para expiratória: Três mecanismos principais terminam a fase inspiratória dos ventiladores:

- Ventiladores ciciados a pressão – terminam a fase inspiratória quando uma pressão pré-determinada é alcançada. Cessa o fluxo gasoso e uma válvula se abre permitindo a exalação. Condições de resistência alta das vias aéreas podem impedir que volumes adequados sejam atingidos.
- Ventiladores ciciados a volume – encerram a fase inspiratória após fornecer um volume pré-determinado de gás ao circuito de ventilação. Podem ocorrer perdas de volume em função da resistência das vias aéreas, da PIP e da complacência. Resistência alta e/ou complacência baixa podem produzir exalação prolongada, já que o volume selecionado não será atingido. O volume corrente pode ser obtido por gás comprimido em uma câmara de pistão.
- Ventiladores ciclados a tempo – encerram a fase inspiratória após um dado intervalo de tempo. As fases da ciclagem ventilatória são determinadas pelos tempos inspiratório e expiratório; pelo tempo inspiratório e pelo ciclo ventilatório total; ou pelo tempo inspiratório como porcentagem do ciclo total. O volume corrente fornecido é determinado pelo tempo inspiratório e pelo fluxo inspiratório.

Fase expiratória: a expiração mecânica começa quando a válvula de exalação se abre. A pressão pode retornar rapidamente à referência (atmosférica) ou pode ser despressurizada gradualmente para fornecer resis-

tência à expiração, provocando um retardamento do fluxo gasoso, mantendo as vias aéreas periféricas abertas. Pode ainda permanecer pressurizada em nível baixo para fornecer Pressão positiva expiratória final (PEEP). É obtida mantendo-se uma pressão residual na válvula de exalação durante a fase expiratória mecânica. Quando a pressão expiratória iguala-se à PEEP, a expiração cessa e os pulmões permanecem pressurizados com um volume um pouco maior que o de repouso (figura 8)."

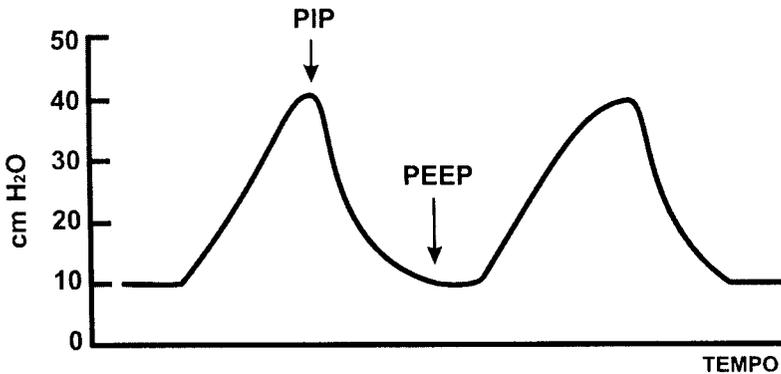



Figura 8. Curva de pressão x tempo com uso de PEEP.

A indicação básica da PEEP é a hipoxemia, ou seja, insuficiência respiratória aguda, situação onde é impossível manter uma oxigenação adequada sem usar altas concentrações de oxigênio, como nos casos de edema pulmonar severo, que não melhora frente a tratamentos convencionais.

A PEEP não deve ser usada em casos em que a hipoxemia não for devida a um "shunt" intrapulmonar, como nos casos de infisema pulmonar, asma brônquica e pneumotórax, enquanto o paciente não estiver com o dreno de tórax.

Transição da fase expiratória para inspiratória:

- Ventilação controlada – O ventilador fornece o gás necessário numa determinada freqüência respiratória selecionada, sem que o paciente possa interagir com o ventilador. É utilizada quando o paciente (sedado ou inconsciente) não tem condições de respirar espontaneamente.

– Ventilação assistida – Nessa modalidade, o equipamento monitora a tentativa de respiração do paciente. Quando o paciente produzir um esforço igual ou maior que a sensibilidade selecionada no equipamento, o ventilador fornece a ventilação. O acionamento se dá por uma mudança na pressão do circuito do paciente, geralmente uma queda na pressão, indicando o início da inspiração espontânea (figuras 9 e 10).

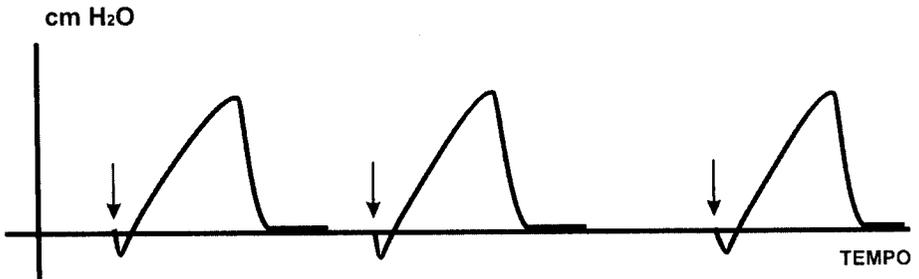



Figura 9. O início da inspiração espontânea é indicado pela queda de pressão.

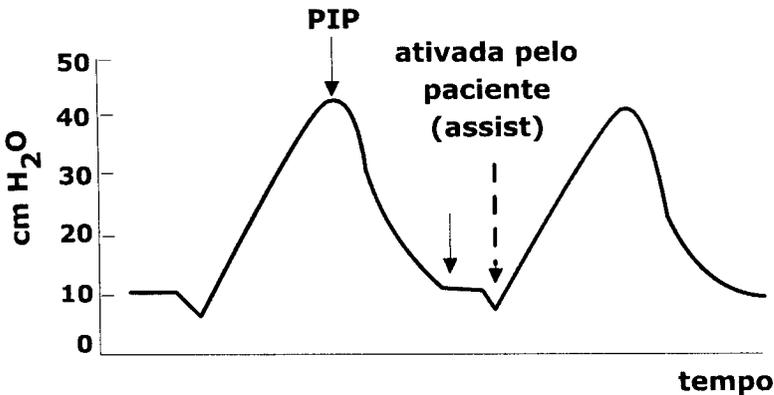



Figura 10. Ventilação assistida e uso de PEEP.

– Ventilação assistida-controlada – Quando o ciclo assistido não ocorre, o disparo por tempo é deflagrado, garantindo uma respiração mínima (figura 11).

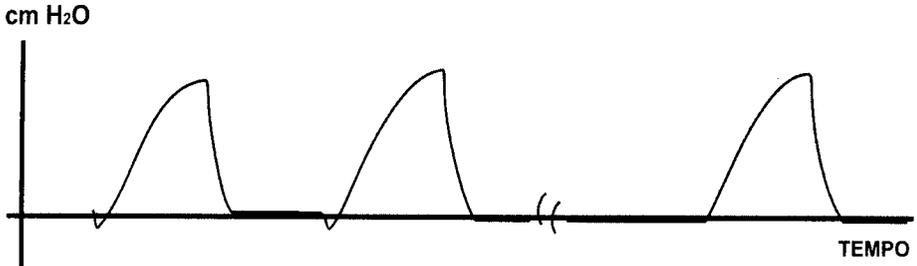



Figura 11. O ciclo de ventilação controlada ocorre quando nenhuma tentativa de respiração espontânea acontece dentro de um dado intervalo de tempo.

- Pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) – Consiste na manutenção de pressão positiva ou acima da pressão atmosférica, nas vias aéreas durante todo o ciclo respiratório em pacientes com ventilação espontânea. A CPAP é indicada quando se deseja uma melhora da relação ventilação por perfusão, desde que o paciente tenha condições de respirar espontaneamente. Pode ser usada no tratamento de bebês, dispensando a intubação traqueal, mas pode causar pneumotórax. Causa muito desconforto e a máscara facial é de difícil manutenção, além de poder haver escape de ar.
- Ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV) e ventilação mandatória intermitente (IMV) – Na ventilação mandatória intermitente sincronizada, o paciente desencadeia o volume corrente obrigatório a intervalos regulares, mas pode respirar espontaneamente entre os intervalos. Quando é detectado que o paciente não fez a respiração espontânea, então ele age como no modo assistido. A ventilação espontânea é feita no próprio circuito do ventilador, através de um sistema de válvulas, sendo intercalada com ciclos mandatários de respiração. A ventilação mandatória intermitente (IMV) foi introduzida em 1971 no tratamento da síndrome de angústia neonatal e foi posteriormente popularizada como método mais eficiente de desmamar pacientes adultos da ventilação mecânica, pois permite ao paciente exercitar gradualmente seus músculos respiratórios.

- Ventilação minuto-mandatória (MMV) – Com esta técnica, de se aumentar mecanicamente a respiração espontânea, o paciente tem 1 volume-minuto (VM) pré-selecionado. O paciente respira espontaneamente tanto quanto possível e o restante é fornecido automaticamente pelo ventilador. Isto é obtido dirigindo-se um fluxo gasoso constante para dentro de um cilindro. Se não ocorrer nenhuma inalação deste gás, o cilindro se enche, deslocando um pistão até que atinja o volume corrente selecionado, quando o pistão é forçado para baixo, inserindo o volume de gás no paciente. À medida que o volume minuto espontâneo (VM) do paciente aumenta, o pistão leva mais tempo para atingir o nível no qual o volume corrente é desencadeado. A freqüência ventilatória mecânica é progressivamente reduzida à medida que o VM espontâneo aumenta.
- Ventilação com pressão de suporte (pressão assistida) – Consiste no oferecimento de nível pré-determinado de pressão positiva e constante nas vias aéreas do paciente, aplicada apenas durante a fase inspiratória, após o ventilador "reconhecer" o início de uma inspiração espontânea. Difere da ventilação controlada, pois o término da fase inspiratória não é controlado pelo tempo, mas sim por fluxo, de forma que o próprio paciente controla seu tempo de inspiração. A fase inspiratória termina quando o fluxo cai a 25% do pico máximo no início da inspiração. Tem o objetivo de "aliviar" uma inspiração muito trabalhosa para a musculatura respiratória, ficando a cargo do paciente o controle do tempo, fluxo e volume inspirados, bem como da própria freqüência respiratória. O volume corrente e o fluxo inspiratório são conseqüências do nível de pressão suporte empregado, da impedância (complacência e resistência) e do esforço muscular do doente. A seguir são apresentadas duas figuras: na figura 12 são comparados os modos de ventilação de suporte e controlada. Na figura 13 evidencia-se o controle por fluxo da pressão de suporte.

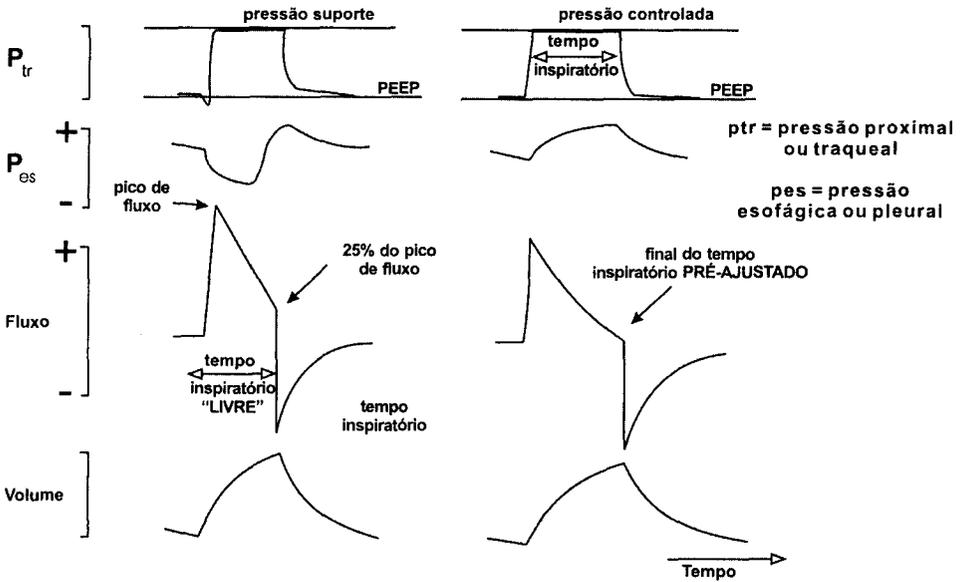



Figura 12. Curva de pressão, fluxo e volume nos modos de ventilação de suporte e controlada.

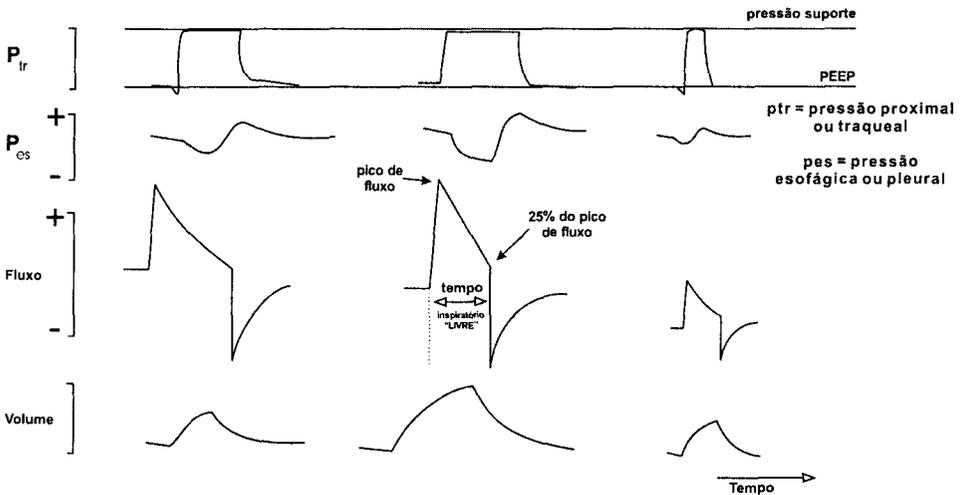
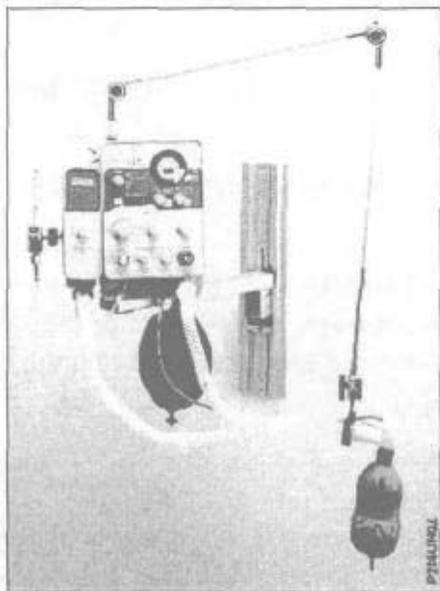



Figura 13. Controle por fluxo da pressão de suporte. A fase inspiratória termina quando o fluxo atinge 25% do pico máximo.

Particularidades de quatro tipos de ventiladores

Ventilador para cuidado intensivo – adulto

Ventiladores para cuidado intensivo, tipicamente consistem em um circuito flexível de respiração, um sistema de controle, uma fonte de gás, umidificador e aquecedor de gás, monitores, sensores e alarmes. Normalmente, está associado a monitor de funções vitais (através de interfaces de comunicação). O próprio fabricante disponibiliza monitor (display) para acoplar ao ventilador.

A maioria dos ventiladores é microprocessada e regula a pressão, o volume ou o fluxo de gás para fornecer a pressão positiva de ventilação, assim como a fração parcial inspirada de oxigênio (FiO_2).

O ar e o oxigênio podem vir de válvulas instaladas na parede (50 libras por polegada quadrada, psi) e o fluxo do gás para o paciente é regulado através de válvula. Alguns equipamentos reduzem a pressão inicial e depois regulam para entregar ao circuito de respiração. A mistura ar-oxigênio pode ser feita internamente ao ventilador ou num misturador apropriado (acessório).

Durante a inspiração, a válvula de exalação ou expiratória é mantida fechada para manter a pressão no circuito de respiração e nos pulmões.

O gás chega até o paciente e a exalação retorna através do circuito de respiração, tubulação dupla flexível (corrugada). Após a fase de inspiração, a válvula de exalação se abre e o gás exalado é liberado no ambiente. Ao longo do circuito de respiração são instalados umidificador, aquecedor, coletor de vapor de água condensado, nebulizadores de drogas, sensores, etc.

Os controles são usados para selecionar o modo e os parâmetros de ventilação, tais como volume corrente, freqüência respiratória, períodos inspiratório e expiratório, forma de onda, volume minuto (volume inspirado por minuto), pico de fluxo, pico de pressão e valor de PEEP.

Alguns modelos dispõem de controle manual para o paciente disparar uma ventilação quando necessitar.

Ventiladores de cuidados intensivos controlam CPAP e PEEP através de restrição do fluxo na válvula de exalação.

O ventilador pode ser usado para fornecer inspirações profundas ou suspiros, em que são liberados volumes maiores que o corrente (150%) a intervalos regulares. Este modo de ventilação quase não é mais utilizado, devido ao perigo de barotrauma.

Os ventiladores para cuidados intensivos dispõem de todos os modos de operação e controle, e possuem numerosos alarmes para se ajustar às mais variadas necessidades de um paciente de UTI.

As variáveis que são normalmente monitoradas num ventilador de UTI são:

- Indicação contínua de pressão das vias aéreas, assim como valor de pico, valor médio e linha de base de pressão;
- Taxas de respiração espontânea e forçada (mecânica);
- Taxa I: E;
- Concentração de oxigênio;
- Volumes exalados (espontâneo e mecânico) e acumulado por minuto (volume minuto exalado).

Quando disponível, no monitor ("display") são mostradas as curvas de pressão e volume ou fluxo no tempo e os cálculos de parâmetros da mecânica pulmonar (complacência, resistência), a partir das variáveis monitoradas, para acompanhamento do progresso do paciente.

Ventilador para cuidado intensivo – pediátrico e neonatal

Ventiladores pediátrico e neonatal de cuidado intensivo fornecem suporte ventilatório para bebês prematuros ou doentes que não conseguem respirar normalmente.

Ventiladores ciciados a tempo encerram a fase de inspiração ao fim de um intervalo de tempo pré-determinado, mas também são limitados a pressão: se um dado nível de pressão é alcançado, ele é mantido até o final da fase inspiratória. Justamente por isto, este é o modo mais adequado de controle da ventilação neonatal e pediátrica. Os pulmões dos bebês, geralmente, apresentam baixa complacência, volumes correntes pequenos, resistência alta nas vias aéreas e freqüência respiratória elevada.

Durante a ventilação ciciada a tempo, o fechamento temporizado da válvula de exalação desvia o fluxo de gás para o paciente. Alguns modelos apresentam fluxo de gás por demanda. O modo de demanda fornece um fluxo de gás para o paciente e um fluxo contínuo para compensar vazamentos no sistema e respiração fraca.

Os ventiladores pediátricos de cuidado intensivo podem trabalhar com freqüência convencional e, ou elevada.

A ventilação convencional mimetiza a respiração espontânea, tanto em freqüência quanto em volume corrente.

Os ventiladores de alta freqüência respiratória fornecem pequenos volumes correntes a uma pressão média constante nas vias aéreas e em freqüências mais altas que as produzidas nas arfadas mais rápidas, evitando os dois extremos, alto e baixo, de volume pulmonar. Este tipo de ventilação permite controle independente de pressão arterial parcial de

dióxido de carbono e de oxigênio. Seu uso ainda é alvo de estudos e seus defensores apontam redução da pressão circulatória e de barotrauma, o que melhora a troca gasosa em algumas crianças.

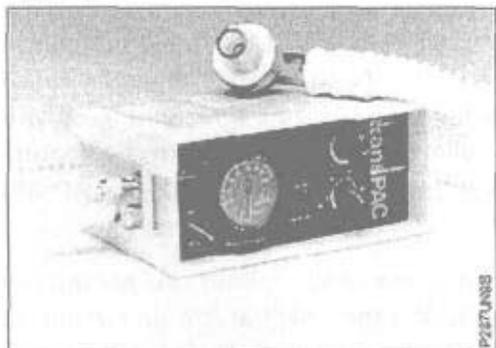
Um sistema de ventilação neonatal consiste basicamente em um circuito de respiração, um sistema de umidificação, mecanismos de controle, sensores, monitores, alarmes associados, fontes de gás e ar comprimido.

O circuito de ar é composto por tubos, cânulas de baixo calibre (aproximadamente 1cm ou 3/8") e conectores associados. Os controles são usados para determinar o modo de operação (assistido, controlado, assistido/ controlado, IMV e SIMV. Os três primeiros não são usados em neonatos) e as variáveis da ventilação. Tanto o modo IMV quanto o SIMV, além do suporte ventilatório, são freqüentemente usados para o desmame da criança do ventilador.

Ventiladores de cuidados intensivos têm controles do tipo CPAP e PEEP regulados pelo fechamento da válvula de exalação durante a inspiração. CPAP aplicada nasal ou nasofaringealmente é utilizada em crianças que respiram espontaneamente e não precisam de ventilação mecânica, com decréscimo da complacência pulmonar e colapso alveolar (componentes da doença da membrana hyalina). Pode também abrir e reduzir a resitência das vias aéreas e por auxiliar na redistribuição do fluido intersticial, melhora a difusão de oxigênio através da membrana alveolar. PEEP mantém os pulmões expandidos para evitar colapso alveolar.

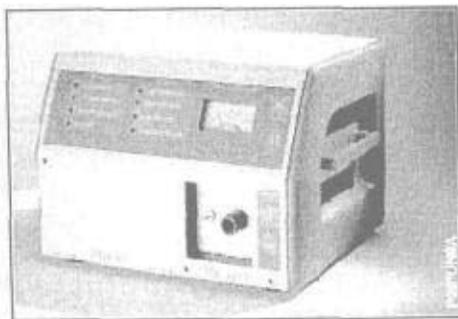
Alguns ventiladores infantis apresentam ventilação sincronizada pelo paciente (PTV): sensores (de impedância do movimento torácico ou abdominal; de pressão ou fluxo) sentem quando a criança inicia um esforço de respiração espontânea e sincronizam a ventilação mecânica com a respiração da criança. Este modo contribui para reduzir o tempo de permanência na ventilação mecânica, mas deve ser utilizado com cuidado, devido à dificuldade de detecção precisa do esforço de respiração espontânea.

A razão I: E inversa (por exemplo, 2:1), em que o tempo de inspiração é maior que o de expiração, tem sido usado para reduzir o enfraquecimento de nonatos, prevenindo o colapso dos pulmões. Como é usada raramente, os equipamentos possuem alarme e aviso para quando este modo é selecionado. Não está disponível em todos os equipamentos.

Ventilador para transporte

Os ventiladores de transporte são unidades ventilatórias de dimensões e peso reduzidos e são projetados especificamente para uso em intervalos curtos de tempo, como em ambulâncias, na movimentação interna no hospital, no resgate de vítimas expostas a ambientes tóxicos, etc.

Possuem um número menor de alarmes (nível baixo de O_2 e de bateria), já que o paciente está acompanhado de médico ou enfermeiro capacitado e, geralmente, permitem apenas o modo controlado de operação, que fornece o gás necessário numa determinada freqüência respiratória selecionada, sem que o paciente (sedado ou inconsciente) possa interagir com o ventilador. São alimentados por baterias recarregáveis, sendo que os modelos para uso militar também permitem alimentação na bateria do carro. Dependendo do modelo, pode ter alarmes numerosos (falha de energia, pressão nas vias aéreas alta ou baixa, falta de PEEP, etc) e operar no modo SIMV.

Ventiladores portáteis

Ventiladores portáteis proporcionam suporte ventilatório prolongado para pacientes que não necessitam de cuidados críticos complexos, podendo ser utilizados na casa do paciente, em situações de emergência, transporte em distâncias curtas, etc. Devem ser mais robustos que os de uso mais complexo, para permitir sua utilização em ambientes abertos, sob condições diversas de temperatura.

Pacientes que necessitam de suporte ventilatório por período prolongado são adultos e crianças com deficiência ou perda total das funções ventilatórias causadas por doenças neuromusculares ou doenças pulmo-

nares obstrutivas e restritivas crônicas ou lesões da coluna ou recém-nascidos prematuros.

A maioria dos ventiladores portáteis são fáceis de operar e não possuem controles complexos como os de UTIs (adulta e neonatal), mas possuem mais alarmes, monitoramento e flexibilidade de operação que os ventiladores de transporte. Podem ser alimentados pela rede ou por bateria (interna ou externa) e incluem os controles apropriados para selecionar o modo de operação e alarmes.

Os ventiladores portáteis fornecem ar ambiente apenas, ou enriquecido com O_2 (vindo de pequenos cilindros), ao ramo inspiratório do circuito de respiração, onde ele é umidificado e aquecido antes de ser entregue ao paciente. O ar é impulsionado para o circuito de respiração através de pistão acionado por motor. O O_2 pode ser também fornecido direta e continuamente ao circuito de respiração.

Tubos de conexão mais flexíveis e resistentes são usados para reduzir a tração na traquéia (a cânula de traqueostomia é a rota mais usual para a entrada do ar) e uma válvula de expiração próxima à conexão do paciente facilita sua instalação e remoção. Alguns modelos permitem ventilação nasal através de máscara facial para utilização noturna.

Ventiladores portáteis monitoram a pressão do ar nas vias aéreas e possuem alarmes para valores mínimo e máximo de pressão. A pressão é monitorada na conexão do paciente, o que produz medidas mais precisas que em outros pontos do circuito de respiração. A maioria dos problemas que ocorrem com esse tipo de ventilador é devido a falta de cuidado com a limpeza e trocas de tubos ou de erros do operador. Permitem os modos de operação assistido-controlado e SIMV e pode operar ciciado a volume, tempo ou pressão.

CARACTERÍSTICAS RELEVANTES DE UM VENTILADOR MECÂNICO

Com o objetivo de se preservar a microestrutura pulmonar e atender as demandas ventilatórias dos pacientes, as características mais importantes a serem analisadas em um ventilador mecânico são:

- Sua capacidade de gerar pressão ou fluxo rapidamente;
- Fluxo máximo disponível para a respiração assistida e, ou espontânea (pacientes em uma condição desconfortável podem exigir um pico de fluxo instantâneo de até 2001/min);
- Bom nível de sensibilidade e rapidez de disparo;
- Baixo nível de resistência interna a ser vencida pelo paciente durante a inspiração nos modos espontâneo e assistido, principalmente em níveis baixos de suporte ventilatório;
- Disponibilidade de vários modos de ventilação;
- Sistema de segurança para os diferentes modos de ventilação assistida, caso o paciente entre em apnéia;
- Sistemas de alarme e monitorização disponíveis.

PATOLOGIAS ASSOCIADAS À VENTILAÇÃO MECÂNICA

Algumas patologias estão associadas ao uso de ventiladores mecânicos. As mais comuns são:

Pneumonia: a pneumonia associada à ventilação (PAV) é o problema mais comum no uso de ventiladores de cuidado intensivo. É desencadeada por um edema inicial que eleva a umidade do pulmão. Pode ocorrer devido à falha no sistema de umidificação, insuficiência cardíaca e baixa diurese. Pode ser prevenida com a troca constante do circuito de respiração e com o dreno de secreção subglótica e intubação oral em vez de nasal.

Atelectasia: atelectasia difusa é outra complicação comum em pacientes submetidos à ventilação mecânica e ocorre quando o paciente recebe um volume corrente muito próximo ao normal (6 a 8 1/min) durante um longo período de tempo. Atelectasia localizada é geralmente provocada por secreções retidas ou obstrução das vias aéreas por corpo estranho ou por introdução do tubo no brônquio direito.

Intoxicação por oxigênio: ocorre se o nível de oxigênio for superior a 21% por um período prolongado ou por níveis maiores em períodos menores. A administração de oxigênio em concentrações iguais ou maiores que 60% por mais de 48 horas, causa dispnéia progressiva, tosse, dor retroesternal, diminuição da complacência pulmonar e hipoxemia.

Barotrauma pulmonar: os altos picos de pressão gerados pela ventilação mecânica podem contribuir para a indução de alterações cardiovasculares e respiratórias. A ocorrência de barotrauma é mais comum em pacientes submetidos à ventilação por pressão positiva contínua. É caracterizada por pneumotórax, pela ruptura dos alvéolos e até pelo vazamento de ar pelos bronquíolos, o que pode acarretar um quadro de efisema instersticial, com o aumento da resistência das vias aéreas e menor eficiência dos músculos respiratórios.

Lesão traqueal: é uma das complicações mais comuns e sérias da intubação endotraqueal. É provocada pela pressão do "cuff" insuflado sobre a mucosa traqueal. A larinoscopia, após períodos de intubação de até 48 horas, revela graus variados de inflamação e edema na epiglote e cordas vocais. Períodos de intubação mais prolongados podem causar ulcerações e até necrose na entrada da laringe.

Hipoventilação: pacientes em ventilação mecânica podem inesperadamente hipoventilar e desenvolver hipoxemia e hipercabia decorrentes de falhas nos ventiladores, desconexão acidental, vazamentos no circuito de respiração ou obstrução do tubo endotraqueal. Pode ocorrer também por um súbito aumento da demanda ventilatória sem alteração do volume minuto, como em estados febris, convulsões, aumento do espaço morto devido à embolia pulmonar, etc. Nos ventiladores de uso pediátrico e neonatal, a alta resistência das vias aéreas da criança e o diâmetro reduzido da tubulação podem causar uma diferença grande entre a pressão proximal (medida pelo manômetro no ventilador ou colocado no circuito de ventilação) e a pressão alveolar, levando à hipoventilação do paciente.

Hipotensão: a pressão positiva do ventilador produz uma redução do retorno venoso ao coração e uma queda do débito cardíaco, podendo causar queda na pressão arterial. O uso da IMV permite que o paciente respire espontaneamente nos intervalos do ventilador, restabelecendo as relações normais de pressão intratorácica.

Complicações gastrointestinais: úlceras agudas no estômago e no duodeno são relativamente comuns em pacientes sob ventilação mecânica, geralmente causadas pelo "stress" produzido pela doença. Também é comum a distensão abdominal devido à injeção do volume corrente nos pulmões e ao "cuff" do tubo endotraqueal mal insuflado.

Lipoperoxidação dos lipídios dos pulmões: pode ocorrer por formação de uma toxina - dióxido de nitrogênio (NO2) - durante a inalação de óxido nítrico (NO), um potente vasodilatador pulmonar usado em cuidado intensivo pediátrico e neonatal, em condições envolvendo hipertensão pulmonar e problemas com a relação perfusão por ventilação. Deve-se utilizar as concentrações mais baixas possíveis de NO e de 02.

Nota: existem vários tipos de tubos e cânulas endotraqueais: sem e com "cuff", de pressão alta e baixa:

- Tubos sem "cuff": só podem ser usados em crianças até 12 anos. Não podem ser usados com ventiladores ciciados a pressão e instalação de PEEP. Não mantêm um volume corrente adequado; podem ser deslocados facilmente.
- Tubos com "cuff" auto-insuflante e desinsuflante: possuem orifício na face interna que faz comunicação do "cuff" com o interior do tubo endotraqueal. Insufla-se automaticamente durante a inalação; protege a traquéia, mas não previne a aspiração. Dificulta a manutenção do volume corrente constante e propicia o deslocamento do tubo endotraqueal.
- Tubos com "cuff" de alta pressão: são facilmente introduzidos nas situações de emergência, porém a alta pressão pode causar necrose traqueal precocemente. Não devem ser usados além de uma semana.
- Tubos com "cuff" de baixa pressão e alto volume: ocluem as vias aéreas de modo satisfatório, ao mesmo tempo em que exercem um mínimo de pressão na mucosa traqueal, desde que sejam insuflados corretamente (quantidade de ar para ocluir a traquéia). São os tubos que causam menos complicações.

TESTES MÍNIMOS DE SEGURANÇA

Para evitar ou minimizar os problemas decorrentes da utilização de ventiladores mecânicos, é necessário: conhecer o funcionamento do equipamento, utilizar equipamentos confiáveis operados por pessoal treinado, realizar inspeção pelo menos semestralmente e verificar seu estado operacional antes de cada uso.

Após cada uso, o ventilador deve ser testado para verificação de seu desempenho antes que seja utilizado no próximo paciente. Idealmente deve ser feito o procedimento de verificação operacional completa, estabelecido pelo hospital e geralmente baseado nas recomendações do fabricante.

Nos equipamentos microprocessados, o autodiagnóstico é realizado em poucos minutos. Nos equipamentos mais antigos, que não possuem diagnóstico automático, a verificação operacional tem que ser feita manualmente, podendo demorar até uma hora. Como nem sempre há tempo disponível para a verificação completa entre as utilizações do ventilador, pelo menos um procedimento mínimo deve ser realizado. O procedimento mínimo reduz o tempo de verificação para menos de 20 minutos e deve ser usado apenas quando não há tempo suficiente para o procedimento completo e não como rotina.

A seguir são listados os procedimentos mínimos de verificação operacional de ventiladores, conforme indicados no Guidance Article, da Health Devices (1997, vol. 26, nos. 9-10, pp 383 e 384).

Alarme de perda de bateria: com o equipamento ligado (mas não em uso no paciente), desconecte momentaneamente e reconecte a fonte de energia. A bateria de reserva e os alarmes de desconexão devem funcionar apropriadamente.

Teste de lâmpadas: são testadas de acordo com o procedimento indicado pelo fabricante.

Alarmes visual e audível: desconecte as entradas de oxigênio e de ar separadamente para verificar os alarmes correspondentes. Usando um pulmão de teste, fazer a checagem dos alarmes de pressão baixa, volume exalado baixo e de apnéia (desconectando momentaneamente o circuito). Checar o alarme de pressão alta (ocluindo o circuito) e o de relação I:E (criando uma situação de razão inversa).

Pressão proximal nas vias aéreas e PEEP: selecionar o nível de PEEP desejado e ciclar o ventilador num pulmão de teste. O manômetro deve ciclar e retornar para a linha de base apropriada. Desconectar momentaneamente o ramo inspiratório do circuito e checar o "zero" do manômetro (+/- 1cm H_2O).

Testes de vazamento: podem ser feitos dois tipos de testes: (1) ocluir a conexão para o paciente, selecionar níveis máximos para pressão alta e volume corrente e, mínimos para pico de fluxo e freqüência, e iniciar a ventilação. O manômetro deve indicar a pressão máxima selecionada e disparar o alarme. (2) selecionar pausa inspiratória = 2s (se possível) e PEEP = 0 e verificar se a pressão do platô inspiratório não varia mais do que 10%.

Modos: selecionar um modo de operação e verificar (usando um pulmão de teste) a ventilação estabelecida conforme o ventilador cicla.

Freqüência de ventilação entregue e medida: contar o número de inspirações que ocorrem num intervalo cronometrado. A diferença entre os valores obtido, programado e mostrado no “display” (se houver) deve ser no máximo +/- 1 respiração por minuto.

Volume entregue e medido (corrente, de suspiro e minuto): Usar um dispositivo externo (por exemplo, um expirômetro) para medir volume exalado. Ciclar a máquina conectada a um pulmão de teste e comparar os volumes exalados. Disparar manualmente um suspiro (se possível) e medir o volume exalado. As medidas devem estar dentro de +/- 5% dos valores programados.

Sensibilidade: colocar o ventilador no modo assistido. Apertar e soltar o pulmão de teste: deve ocorrer uma inspiração quando a pressão cair abaixo do nível de sensibilidade escolhido.

Calibração de oxigênio: expor o sensor de O_2 ao ar ambiente (21%) e ao O_2 da parede (100%) e calibrá-lo. As leituras devem indicar um valor com diferença máxima entre + e - 3% do valor de teste. Programar uma concentração de O_2 e verificar se a contração medida pelo sensor está entre + e - 6% do valor inicial.

Nebulizador: ligar o nebulizador e verificar se existe fluxo na saída do mesmo a cada ciclo inspiratório. Quando estiver sendo usado no paciente, verificar se o volume de solução restante é adequado para as taxas de ventilação e I:E estabelecidas.

Filtros: os filtros de inspiração (se houver) e de expiração devem ser trocados a cada novo paciente e periodicamente durante a permanência do paciente no ventilador, de acordo com o procedimento do hospital.

Umidificador: medir periodicamente a temperatura e a vazão da água para o umidificador, durante a ventilação, para verificar se está apropriada.

Alarmes na condição de operação remota (se existir): estabelecer uma condição de alarme (pressão baixa, por exemplo) e verificar se ocorre a notificação do alarme na localização remota.

Os ventiladores microprocessados possuem programas residentes de autochecagem e diagnóstico. Para se ter uma idéia dos testes de autochecagem e diagnóstico de equipamentos micriprocessados, a seguir são listados os procedimentos automático e estendido de um ventilador da família 7200 da Bennett:

– Procedimento automático: Normalmente, a cada vez que é energizado, o ventilador executa automaticamente rotinas que avaliam sua integridade elétrica e que são capazes de detectar falhas na parte eletrônica. Os testes são executados de maneira a recrutar a cada vez, um número maior de componentes, possibilitando identificar um componente defeituoso.

– Procedimento estendido: Este procedimento é deflagrado voluntariamente e analisa mais completamente a parte de "hardware". Em conjunto com as rotinas do procedimento automático, avalia a integridade operacional do ventilador, verificando o funcionamento das partes pneumáticas, da memória RAM alimentada por bateria, do ventilador de "back up", dos controles e indicadores do painel de controle frontal. Também calcula a compliância do sistema, a área da válvula de exalação e detecta possíveis vazamentos. Deve ser executado quando um novo paciente vai ser acoplado ao ventilador, quando o circuito do paciente é substituído, quando o ventilador passa por manutenção, ou para auxiliar o pessoal técnico a localizar partes defeituosas.

MANUTENÇÃO

Como regra geral, uma instituição assistencial de saúde deveria possuir a maioria de seus ventiladores de um mesmo modelo e de um só fabricante, para minimizar o tempo de treinamento de pessoal e os custos com manutenção. Numa situação ideal como esta, compensaria manter em es-

toque placas e peças para reposição durante manutenção corretiva. A situação real de instituições assistenciais de saúde é muito diferente da ideal, pois é comum existirem diversos modelos de vários fabricantes numa mesma instituição.

Inspeções de rotina podem ser realizadas segundo protocolos indicados pelos fabricantes dos ventiladores e estabelecidos pela política de manutenção preventiva do hospital, com ou sem utilização de analisadores de ventiladores.

Como exemplo de protocolo de manutenção preventiva, será apresentado a seguir o roteiro de manutenção periódica dos ventiladores microprocessados da família 7200 da Bennett:

Diariamente:

– Verificar todos os filtros de bactéria (ar e O2) do sistema do paciente para conferir principalmente, o posicionamento correto e assegurar o bom funcionamento do ventilador.

– Checar e esvaziar o coletor de gás exalado, filtros e coletores de água.

Entre pacientes ou a cada 15 dias:

– Checar a diferença de pressão de todos os filtros reutilizáveis (fluxo principal, exalação, nebulizador e de bactérias) para verificar se não há rompimentos e se não excedeu o limite de segurança.

A cada 250 horas:

– Limpar o filtro do compartimento de resfriamento do compressor. A cada 2500 horas:

– Realizar calibração do ventilador inteiro com o kit de manutenção preventiva.

A cada 10000 horas ou anualmente:

– Realizar calibração do ventilador inteiro com o kit de manutenção preventiva;

– Substituir todos os filtros de bactérias reutilizáveis do sistema.

Nos ventiladores, as partes que menos apresentam necessidade de manutenção são as partes eletrônicas envolvendo placas de microprocessadores e EPROMs.

Dentre as partes eletrônicas que apresentam problemas mais freqüentes, podemos citar os circuitos "drivers" (que fornecem corrente) dos alarmes em geral e o carregador de bateria, que possuem componentes de potência.

Já as partes eletromecânicas e mecânicas apresentam número maior de ocorrência de falhas devido ao desgaste das peças, como no caso das válvulas solenóides. Ventiladores modernos são equipados com válvulas proporcionais, que além de não apresentarem desgaste como as solenóides, ainda permitem se obter uma forma de onda no ciclo ventilatório mecânico mais próxima do ciclo fisiológico.

Componentes do circuito do paciente, como, por exemplo, os sensores de O2 e filtros de bactérias, devem estar disponíveis na eventual necessidade de substituição (ou substituição programada).

BIBLIOGRAFIA

CHATBURN, R.L. A new system for understanding mechanical ventilators. **Respiratory care,** v. 36, n.10. 1991.

DUPUIS, Y.G. **Ventilators:** Theory and Clinical Application, 2^{nd} ed., St. Louis, USA: Mosby Year Book Inc. 1992.

MILLER, R.D. **Tratado de anestesia.** SP, Brasil: Editora Manole. v. 3. 1989. cap. 63.

MOREIRA, C. M. M. **SIMVEP Simulador de ventilação pulmonar,** Campinas, SP, 1996. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Intensive Care.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Transport.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Portable.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Intensive Care, Neonatal/Pediatric.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.